



**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

ANÁLISIS DE LA CALIDAD ÓPTICA DE LENTES INTRAOCULARES  
MONOFOCALES Y MULTIFOCALES EN PACIENTES INTERVENIDOS  
DE CATARATAS MEDIANTE TÉCNICAS OBJETIVAS Y SUBJETIVAS.

**TESIS DOCTORAL**

**BLANCA POYALES VILLAMOR**

**MADRID 2011**





**UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE MADRID**

**FACULTAD DE MEDICINA**

**DEPARTAMENTO DE CIRUGÍA**

ANÁLISIS DE LA CALIDAD ÓPTICA DE LENTES INTRAOCULARES  
MONOFOCALES Y MULTIFOCALES EN PACIENTES INTERVENIDOS  
DE CATARATAS MEDIANTE TÉCNICAS OBJETIVAS Y SUBJETIVAS.

TESIS DOCTORAL

BLANCA POYALES VILLAMOR

DIRECTORES

Profesor Dr. D. JOSE LUIS ENCINAS MARTIN

Profesor Dr. D. CARLOS CORTES VALDES

TUTOR

Dr. D. FRANCISCO POYALES GALAN

MADRID 2011



## AGRADECIMIENTOS

Si tuviera que agradecer a todas las personas que me han ayudado con esta tesis, no terminaría nunca y sería objeto de otra tesis.

Para empezar quería agradecerle a mi madre todo el esfuerzo que ha realizado y los ánimos que me ha dado, siempre empujándome y azuzándome en los momentos bajos y celebrando los éxitos por mínimos que fueran. A Yolanda Herreros y al Dr. Francisco Poyales porque cada día aprendo algo nuevo de ellos, en lo humano y en lo profesional.

Agradecer a toda mi familia y en especial a mi pareja por el tiempo robado, la paciencia y apoyo que siempre me han dado.

Agradecer a mis compañeros de trabajo por su esfuerzo, dedicación y amistad, por ayudarme en la recopilación de datos y por su comprensión

Y por último pero no menos importante, agradecer a mis directores de tesis sus consejos, especialmente al Dr. Cortes por la oportunidad de poder trabajar con él y poder compartir su experiencia. Sin su apoyo y entusiasmo seguro que me habría quedado a mitad de camino en varias ocasiones. Es muy estimulante tener un director que siempre está dispuesto a escuchar y que te anima a seguir adelante.

A todos ellos, muchas gracias

Blanca Poyales Villamor

Madrid 2011

## ÍNDICE

	Páginas
1.- INTRODUCCIÓN .....	17
2.- JUSTIFICACIÓN.....	19
3.- PROPÓSITO y OBJETIVO.....	20
4- EL CRISTALINO	
4.1.- Introducción.....	21
4.2.- Características físicas .....	22
4.3.- Acomodación .....	23
4.4.- Cambios con la edad .....	24
4.4.1.- Transparencia	
4.4.2.- Cambios relacionados con la edad en la óptica y las propiedades biométricas	
4.4.3.- Cambios en el índice de refracción	
5 - PRESBICIA. Teorías	
5.1.- Teoría de la esclerosis del cristalino.....	28
5.2.- Teoría de la geometría de la presbicia	
5.3.- Teoría de la des-acomodación	
5.4.- Teoría de Schachar	
5.5.- Teoría multifactorial.	
6 – AGUDEZA VISUAL	
6.1.- Definición .....	31
6.2.- Test de Snellen	
7.-CALIDAD VISUAL	
7.1.- Definición .....	33
7.2.- Factores que afectan a la calidad visual	
7.2.1.- Que empeoran .....	33
7.2.1.1.- Difracción	
7.2.1.2.- Scatter intraocular	
7.2.1.3.- Aberrometrías	

a) Definición	
b) Tipos	
c) Forma de cuantificar las aberraciones: MTF, RMS, PSF	
d) Aparatos para medir aberraciones; Aberrómetros	
d.1) Historia	
d.2) Tipos:	
- out-going: Hartman-Shack	
- ingoing: Tschering y ray-tracing"	
7.2.2.- Que mejoran.....	44
- Respuesta fotópica.	
- Efecto Stiles-Crawford	
- Dithering.	
7.2.3.- Que limitan .....	44
- Límite neuronal	
- Ambliopía refractiva.	
7.2.4.- Pérdida de calidad visual con la edad.....	45
7.2.5.- Variación de la calidad visual con la acomodación.....	46
7.3.- SISTEMA DE DOBLE PASO	
7.3.1.- ¿Cómo se mide la calidad visual? .....	47
7.3.2.- Comparación del sistema de doble paso con el Hartman-Shack .....	51
7.3.3.- Parámetros analizados: OQAS values, SR, MTF Cut off, OSI.....	55
7.3.4.- Valores de normalidad de calidad óptica.....	58
7.3.5.- Test de calidad visual relacionado con la lágrima.....	60
7.3.6.- OQAS.....	63
7.3.7.- Pruebas de sensibilidad al contraste.....	69
8.- LENTES INTRAOCULARES	
8.1.- Monofocales: AMO TECNIS ONE .....	75
8.2.- Multifocales:.....	76
8.2.1- Difractivas	
8.2.2- Refractivas: M-Plus (óptica segmentada) y Restor (óptica apodizada)	

9.- ENCUESTAS DE CALIDAD DE VIDA .....	84
10. MATERIAL Y MÉTODOS	
10.1.- Localización y población de estudio .....	87
10.2.- Metodología.....	87
10.2.1.- Anamnesis .....	87
10.2.2.- Exploración oftalmológica .....	87
10.2.2.1.- Estudio de la función visual	
10.2.2.2.- Estudio de la anatomía ocular	
10.2.3.- Cálculo de lente .....	88
10.2.4.- Criterios de inclusión .....	88
10.2.5.- Criterios de exclusión .....	89
10.2.6.- Indicación quirúrgica y elección del tipo de lente .....	89
10.2.7.- Técnica quirúrgica .....	90
10.2.8.- Manejo postoperatorio .....	91
10.2.9.- Consentimiento informado .....	94
11. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	
11.1.- Descripción de la muestra. ....	95
11.2.- Estudio optométrico en las fases pre y postoperatorias.....	96
11.3.- Estudio comparativo entre lentes .....	99
11.4.- Resultados de los cuestionarios.....	105
12.- CONCLUSIONES .....	120
13.- BIBLIOGRAFIA	



## SIGLAS Y ACRÓNIMOS

PMMA: Polimetilmetacrilato

OQAS: Optical Quality Analyzer System

VF: Visual Function

MTF: Modulation Transfer Function

OSI: Objective Scatter Index

RMS: Root Mean Square

PSF: Point Spread Function

HS: Hartman-Schaks

DP: Doble Paso

Cpg: ciclos por grado

FSC: Funcion de sensibilidad al contraste

AV: agudeza visual

OTF: Optical Transfer Function

WA: Wave Front Aberration

DSAEK: Descement Stripping Automated Endothelial Keratoplasty

Figura 4.1.- Anatomía macroscópica del cristalino .....	21
Figura 4.2.- Descripción anatómica del cristalino .....	22
Figura 4.3.- Microscopía electrónica de las fibras cristalinas .....	23
Figura 4.4.- Cambio en el peso del cristalino con la edad .....	25
Figura 4.5.- Cambio en la focal del cristalino con la edad .....	27
Figura 6.1.- Tests de Snellen y Bailey-Lovie .....	31
Figura 7.1.- Fenómeno de la difracción .....	33
Figura 7.2.- Instrumento ideado por Beckam para medir el <i>scattering</i> .....	34
Figura 7.3.- Aberración cromática .....	35
Figura 7.4.- Aberración cromática longitudinal .....	35
Figura 7.5.- Aberración cromática transversal .....	36
Figura 7.6.- Aberraciones monocromáticas. Representación tridimensional de los polinomios de Zernike .....	36
Figura 7.7.- Representación gráfica de la MTF .....	37
Figura 7.8.- representación gráfica de la PSF .....	37
Figura 7.9.- Onda en fase. Frente de onda plano .....	38
Figura 7.10.- Ondas fuera de fase. Frente de onda aberrado .....	38
Figura 7.11.- Frente de onda al pasar por un sistema óptico convergente .....	38
Figura 7.12.- Frente de onda aberrado.....	39
Figura 7.13.- Aberración de onda. Diferencia entre frente de onda real y el ideal .....	39
Figura 7.14.- Aberrómetro de Hartmann-Shack .....	40

Figuras 7.15 y 7.16- Representación gráfica del sistema de microlentes del aberrómetro Hartmann-Shack .....	41
Figura 7.17.- Imagen de Adaptive Optics. Reconstrucción de un frente de ondas a partir de la desviación de sus puntos .....	41
Figura 7.18.- Frente de onda de un paciente con compresión del párpado superior Sobre la córnea.....	42
Figura 7.18.- Aberrómetro tipo “Ray-Tracing” .....	42
Figura 7.19.- Imagen tomada de iTrace. Representación de donde impactan los rayos emitidos y donde debería haber impactado.....	43
Figura 7.20.- Esquema del funcionamiento del OQAS® .....	47
Figura 7.21.- Sistema Badal .....	48
Figura 7.22.- Cálculo de la MTF a partir del doble paso .....	50
Figura 7.23.- Tabla de valores de normalidad .....	50
Figura 7.24.- Representación de la MTF con el sistema de doble paso y con el Hartmann-Shack .....	52
Figura 7.25.- MTF obtenida en un paciente joven (1) y en un anciano (2) con el método de Hartmann-Shack y con el OQAS® .....	53
Figura 7.26.- Representación gráfica de los OQAS Values .....	56
Figura 7.27.- Simulación de la percepción teniendo en cuenta sólo los aspectos ópticos .....	56
Figura 7.28.- Representación de la frecuencia de corte de la MTF.....	57
Figura 7.29.- Perfil de la imagen de la difusión intraocular.....	58
Figura 7.30.- Examen normal de la calidad visual relacionada con la lágrima .....	61
Figura 7.31.- Examen de un ojo seco.....	61

Figura 7.32.- Mejora de la calidad visual con el parpadeo .....	62
Figura 7.33.- Imagen del OQAS® .....	63
Figura 7.34.- Pantalla de examen de acomodación .....	64
Figura 7.35.- Examen de un paciente sano. Representación de la MTF .....	65
Figura 7.36.- Examen de un paciente sano. Representación del <i>Scattering</i> .....	65
Figura 7.37.- Examen de un paciente con astigmatismo .....	66
Figura 7.38.- Comparación de la MTF pre y post capsulotomía .....	66
Figura 7.39.- Comparación del OSI pre y post capsulotomía .....	67
Figura 7.40.- Foto de polo anterior y examen de OQAS® de DSAEK.....	67
Figura 7.41.- Foto de polo anterior y OQAS® en queratotomía radial .....	68
Figura 7.42.- Representación esquemática de la Transformada de Fourier.....	69
Figura 7.43.- Patrón de barras de las pruebas de sensibilidad al contraste.....	70
Figura 7.44.- Patrón de onda sinusoidal obtenido a partir de un patrón de barras.....	70
Figura 7.45.- Forma de la función de sensibilidad al contraste humana.....	71
Figura 7.46.- Test de Ginsburg de sensibilidad al contraste.....	73
Figura 7.47.- Test de Pelli-Robson de sensibilidad al contraste.....	73
Figura 7.48.- Test de sensibilidad al contraste de letra pequeña .....	74
Figura 7.49.- Dificultades en la identificación de las distintas letras.....	74
Figura 8.1.- Representación gráfica de la aberración cromática de 2 lentes y el cristalino .....	75
Figura 8.2.- Representación gráfica de la aberración esférica de distintas lentes.....	75
Figura 8.3.- Fenómeno de la difracción .....	76
Figura 8.4.- Frente de onda constructivo .....	77
Figura 8.5.- Frente de onda destructivo.....	77

Figura 8.6.- Difracción de dos ondas superpuestas. Generación de fenómenos constructivos y destructivos .....	77
Figura 8.7.- Representación gráfica del fenómeno de la refracción.....	78
Figura 8.8.- Distribución de la luz en la lente M-Plus .....	79
Figura 8.9.- Representación esquemática del funcionamiento de la lente M-Plus .....	80
Figura 8.10 (a) Perfil de la lente y (b) vista topográfica .....	80
Figura 8.11.- Representación de la lente en los 3 ejes del espacio .....	81
Figura 8.12.- Ray-tracing de lentes intraoculares monofocales, refractivas y difractivas.....	83
Figura 10.1.- Representación esquemática del sistema de doble paso .....	91
Figura 10.2.- Pantalla del centrado del OQAS® .....	92
Figura 10.3.- Pantalla del enfoque.....	93
Figura 10.4.- Captura de las 6 imágenes para el análisis.....	93
Figura 11.1.- Diagrama de error de la variable esfera, comparación pre y post intervención quirúrgica .....	98
Figura 11.2.- Diagrama de error de la variable cilindro, comparación pre y post intervención quirúrgica .....	98
Figura 11.3.- Diagrama de error de la variable agudeza visual, comparación pre y post intervención quirúrgica.....	98
Figuras 11.4 y 11.5.- Diagrama de cajas, comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1. Variables MTF y SR Psot .....	100
Figura 11.6.- Diagrama de cajas, comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1. Variable OSI Post .....	101
Figuras 11.7 y 11.8.- Diagrama de cajas, comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1.	

Variables OQAS Value 100 y OQASV20 .....	101
Figura 11.9.- Diagrama de cajas, comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1.	
Variable OQASV9 .....	101
Figuras 11.10 y 11.11.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes	
Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variables MTF-Post y SR-Post .....	102
Figura 11.12.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00	
y SN6AD1. Variable OSI Post .....	102
Figura 11.13 y 11.14.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes	
Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variables OQASV100 y OQASV20 .....	103
Figura 11.15.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00	
y SN6AD1. Variable OQASV9 .....	103
Figura 11.16 y 11.17.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00	
y M-Plus. Variables MTF Post y SR-Post.....	104
Figura 11.18.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00	
y M-Plus. Variable OSI.....	104
Figura 11.19 y 11.20.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00	
y M-Plus. Variables OQASV100 y OQASV20 .....	104
Figura 11.21.- Diagrama de cajas. Comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y M-Plus.	
Variable OQASV9 .....	105
Figura 11.22.- ¿Cómo es su visión actual? Resultados de la fase preoperatoria.....	
Figura 11.23.- ¿Se siente limitado a consecuencia de los problemas de visión?	
Resultados de las fases pre- y post- operatorias.....	
Figura 11.24.- Debido a sus problemas de visión ¿tiene limitaciones en su trabajo	

actual? Resultados de las fases pre- y post- operatorias.....	109
Figura 11.25.- ¿Necesita gafas en la actualidad? Resultados de la fase pre-operatoria .....	110
Figura 11.26.- ¿Necesita gafas en la actualidad? Resultados de la fase post-operatoria.....	110
Figura 11.27.- Numero de personas que son conductores habituales .....	111
Figura 11.28.- Pacientes con problemas de conducción en la fase previa a la intervención ....	111
Figura 11.29.- Pacientes con problemas de conducción en la fase posterior a la intervención.....	112
Figura 11.30.- Pacientes con problemas de conducción en la fase previa a la conducción en función del tipo de lente .....	112
Figura 11.31.- Pacientes con problemas de conducción en la fase posterior a la conducción en función del tipo de lente .....	113
Figura 11.32.- Recuento de respuestas ante la presencia de halos.....	114
Figura 11.33.- Percepción de la intensidad de los halos.....	115
Figura 11.34.- Recuento de respuestas ante la presencia de deslumbramiento.....	116
Figura 11.35.- Resultados respecto a la intensidad del deslumbramiento.....	116
Figura 11.36.- Resultados obtenidos respecto a la satisfacción del paciente .....	117
Figura 11.37.- Calidad de vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operatorias con la lente M-Plus .....	118
Figura 11.38.- Calidad de vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operatorias con la lente SN6AD1 .....	118
Figura 11.39.- Calidad de vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operatorias con la lente Tecnis ZCB00 .....	119
Figura 11.40.- ¿Volveria a operarse? .....	119

## RELACIÓN DE TABLAS.

Tabla 11.1.- Distribución de la muestra de estudio en función del número de personas participantes .....	95
Tabla 11.2.- Distribución de la muestra de estudio en función del número de observaciones .....	95
Tabla 11.3.- Estadísticos descriptivos de las variables de estudio .....	96
Tabla 11.4.- Prueba T-Student entre las variables pre y post intervención quirúrgica .....	97
Tabla 11.5.- Análisis descriptivo para cada una de las lentes utilizadas en el estudio .....	99
Tabla 11.6.- Resultados del ANOVA para la comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1 .....	100
Tabla 11.7.- Resultados del ANOVA para la comparación entre las lentes SN6AD1 y Tecnis ZCB00 .....	102
Tabla 11.8.- Resultados del ANOVA para la comparación entre lentes M-Plus y Tecnis ZCB00 .....	103
Tabla 11.9.- Resultados de la lente M-Plus en las fases pre- y post- intervención quirúrgica .....	106
Tabla 11.10.- Resultados de la lente SN6AD1 en las fases pre- y post- intervención quirúrgica .....	107
Tabla 11.11.- resultados de la lente Tecnis ZCB00 en las fases pre- y post- intervención quirúrgica.....	107
Tabla 11.12.- Resultados del estudio sobre la calidad de vida de los pacientes en las fases pre- y post-intervención quirúrgica.....	118



## INTRODUCCIÓN

Comenzamos con un breve recuerdo histórico de la cirugía de la catarata, allá por 1949 cuando Sr. Harold Ridley implantó por primera vez exitosamente un lente intraocular en uno de sus pacientes, en el Hospital de Londres St Thomas. Hasta entonces se dejaba a los pacientes afáquicos y no se concebía sustituir el cristalino. Se dice que la idea de implantar un lente dentro del ojo, fue gracias a uno de sus estudiantes de medicina, que le preguntó: "¿Por qué no reemplaza el cristalino cuando realiza la cirugía de cataratas?"

Así, mientras Harold Ridley trabajaba con los fallecidos del Royal Air Force durante la Segunda Guerra Mundial, notó que cuando las astillas de las cabinas aéreas se alojaban en los ojos de pilotos heridos, éstas no producían rechazo, llevándolo a proponer el uso de éste material Perspex (PMMA) para sustituir el cristalino.

Sin embargo, la idea de las lentes intraoculares no tuvo aceptación mundial en aquel momento. No fue hasta el año 1970, cuando nuevos descubrimientos en lentes intraoculares y técnicas quirúrgicas hicieron posible el implante y la estabilidad de las lentes dentro del ojo.

Desde entonces hasta ahora mucho han cambiado los modelos de lentes multiplicando su complejidad y así llegamos a las actuales lentes intraoculares; esféricas, tóricas y multifocales.

Al mismo tiempo que evolucionaban la prótesis intraoculares, evolucionaba la técnica quirúrgica, de tal forma que hemos pasado en pocos años de una cirugía invasiva (extracapsulares con incisiones de 6 mm) con lentes rígidas y una recuperación lenta y larga y cuyo resultado refractivo era relegado a un segundo plano a una cirugía mínimamente invasiva, con una recuperación tremendamente rápida y con una exigencia refractiva importante. Hoy en día los pacientes entienden la cirugía de las cataratas como una cirugía menor. ¿Cuántas veces hemos oído en la consulta el comentario "pero eso no es nada, todo el mundo se opera"? Se ha invertido la balanza, ahora si importa (y mucho) el resultado refractivo ya que se asume que la cirugía va a ir bien, porque "es muy fácil, todo el mundo se opera y queda bien".

Nuestra población ha cambiado mucho, ahora un señor de 65 años no es un anciano. Nuestros mayores son en general gente activa, que goza de buen estado de salud y con aficiones de las cuales quiere disfrutar; golf, caza, punto de cruz, lectura, ordenador, etc. Es decir son exigentes y quieren ver bien.

Pero, ¿qué es ver bien? No es lo mismo cantidad que calidad, sabemos medir la cantidad de visión pero alguna vez hemos tenido pacientes que ven la última fila del optotipo y sin embargo refieren no ver bien. Surgen nuevos horizontes con nuevas incógnitas.

De las tres etapas en las que se divide el proceso visual (formación de la imagen en la retina, fotorrecepción por parte de las células especializadas y procesamiento neuronal que finaliza con la composición e interpretación de la escena por las capas más profundas del cerebro), la primera es la que más se ha estudiado desde el punto de vista físico.

Hasta hace unos pocos años únicamente teníamos en cuenta el desenfoque (miopía e hipermetropía) y el astigmatismo pero en los últimos años se ha visto que hay otros determinantes que influyen en la calidad visual; la superficie ocular (la lágrima, ese componente olvidado y fundamental para una buena calidad visual) la difracción, la difusión y las aberraciones oculares que van cambiando a medida que el sujeto va envejeciendo con lo que tienen un componente dinámico.

En esta investigación he realizado un trabajo sobre calidad visual cuyos resultados quedan reflejados en esta tesis. El objetivo del estudio es evaluar la calidad visual mediante pruebas objetivas con el Analizador de calidad visual OQAS™ y de forma subjetiva, mediante encuestas de calidad (VF-14), conocer la percepción de nuestros pacientes. Como he dicho antes, se da la paradoja de que tenemos pacientes subjetivamente descontentos, pero cuyas pruebas objetivas están dentro de la normalidad y viceversa, pero son los primeros los que más desazón nos producen ya que no sabemos muy bien cómo mejorar su situación y hasta hace poco, tampoco sabíamos qué estaba pasando realmente. Hay que puntualizar que los “problemas” se multiplican por la gran diversidad de implantes por lo que hemos querido comparar las tres “representantes” de cada una de las grandes familias de lentes intraoculares: Monofocales (Tecnis ZCB00 One), multifocales apodizadas (Restor D1) y multifocales de diseño bifocal (M-Plus) en pacientes intervenidos de cataratas.

## JUSTIFICACIÓN.

¿Están justificadas las lentes “Premium”? ¿Realmente valen lo que cuestan? ¿Son tan buenas desde el punto de vista de calidad visual?

Ante todo somos médicos y más allá del prestigio profesional debemos tener en cuenta las necesidades de nuestros pacientes y ofrecerles realidades, procurar no crear falsas expectativas que darán lugar a frustraciones y por ello es importante conocer las características de cada lente y qué ventajas pueden aportarnos.

Debemos conocer qué factores limitan la agudeza visual, cómo podemos mejorarlos (aquellos que sean susceptibles de mejorar) y los que no podemos solucionar, no agravarlos implantando lentes que no son adecuadas.

La cirugía de las cataratas no es en sí misma una cirugía electiva o de complacencia, sino que es una consecuencia del envejecimiento. Podemos definir una cirugía “Estándar” en la que la finalidad es extraer la catarata sin complicaciones y una cirugía “Premium” que va más allá, la independencia de las gafas de cerca en un alto porcentaje del tiempo. Y esta si es una cirugía electiva para mejorar la calidad de vida del individuo.

Además de los factores de óptica y las características anatómicas del ojo, debemos conocer también los factores psíquicos de cada paciente. Es muy difícil en una consulta de 10 – 15 minutos hacernos una idea de la mentalidad de un paciente, a veces por falta de percepción del médico (cansancio, falta de tiempo) y otras veces por falta de “expresión” de paciente. Si algo he percibido en estos años, es que con el advenimiento de las nuevas lentes, cada vez tenemos que hablar más con nuestros pacientes para explicarles las distintas posibilidades, ventajas y desventajas de cada una y aun así, alguna vez nos equivocamos.

Esta sería la justificación ética de nuestro estudio pero un punto secundario aunque importante sería la justificación económica: ¿Realmente una lente “Premium” vale lo que cuesta?, ¿merece la pena invertir tanto dinero en corregir la presbicia en la sanidad pública cuando hay otros capítulos de la sanidad abandonados o con escasos recursos?

Hoy en día la cirugía de las cataratas es la cirugía más practicada en el ser humano. Unas 250.000 personas se operan de esta afección en España. El coste de dicha cirugía es de 1.540 Euros por cirugía (dato obtenido del Ministerio de Sanidad y Consumo para el 2008). Actualmente en España somos 47.021.031 millones de personas y se estima que para el 2018 habrá 49 millones de personas (datos del Instituto Nacional de Estadística del 2009) y que el mayor incremento se producirá en el grupo de mayores de 64 años que crecerá un 19.2% en la próxima década. Lo que supone añadir 1.44 millones de personas de estas edades residentes en España.

Todo ello supone un gasto para el sistema sanitario que habrá que valorar si es capaz de asumir.

### PROPÓSITO.

El propósito de nuestro estudio es valorar la calidad visual de tres tipos de lentes (monofocales, multifocales de óptica apodizada y de óptica segmentada) en pacientes intervenidos de cataratas con la técnica de doble paso (OQAS, Optical Quality Analiser System) y mediante encuestas de calidad de vida realizadas pre y postoperatoriamente.

### OBJETIVO.

- Determinar qué lente intraocular presenta los mejores parámetros de calidad visual.
- Independientemente de la calidad visual, con qué lente están más felices los pacientes: esta cuestión es compleja ya que a pesar de los inconvenientes de las lentes multifocales, la motivación para implantar una u otra es distinta. De tal forma que hay pacientes que a pesar de sus quejas cuando se les ofrece cambiar por una lente monofocal se niegan.
- Determinar parámetros objetivos de mala calidad visual en aquellos pacientes descontentos y hacer un seguimiento a lo largo del tiempo.
- Correlacionar los datos objetivos con las encuestas de satisfacción.
- Comparar la situación preoperatoria con la postoperatoria e interrogar a los pacientes acerca de su grado de satisfacción, cómo se ha modificado su vida, después de la intervención

## EL CRISTALINO



Fig 4.1.- Anatomía macroscópica del cristalino

## HISTORIA

Kepler (siglo XVII) fue uno de los primeros científicos que se interesó por el estudio del ojo como instrumento óptico. En particular, se interrogó acerca del mecanismo que permitiría enfocar objetos situados a diferentes distancias. Basándose en observaciones realizadas con una cámara oscura, llegó a la conclusión de que el cristalino debía moverse hacia delante y hacia atrás a fin de posibilitar dicha tarea. Scheiner dio su apoyo a esta hipótesis, aunque también señaló que la modificación de la curvatura del cristalino podría ser una posibilidad alternativa. Este último mecanismo también fue apuntado por Descartes, que pudo realizar estudios más rigurosos de la óptica ocular gracias a la ley de Snell de la refracción.

En el siglo XVIII, William Porterfield confirmó que era el cristalino el que resolvía el problema de la acomodación, término que fue acuñado por él. Lo hizo tras estudiar la visión de un sujeto al que se le había extraído la lente. No obstante, seguía sin estar del todo claro cuál era el mecanismo concreto que posibilitaba la visión de cerca. A comienzos del siglo XIX, Thomas Young descartó la posibilidad de que la acomodación se debiese a un cambio de curvatura de la córnea (fenómeno que se produce en algunas aves). Para ello, observó que el reflejo corneal de una vela no modificaba su tamaño cuando el ojo iluminado acomodaba. En la misma época, Purkinje descubrió las imágenes correspondientes a reflexiones de una fuente de luz en las caras anterior y posterior del cristalino. Cuando un sujeto modificaba su punto de fijación entre un objeto lejano y otro cercano, se producían variaciones en dichas imágenes, lo que era atribuible a una modificación de la curvatura de las caras de la lente. En este mismo siglo Hermann von Helmholtz formuló en su obra *Handbuch der Physiologischen Optik* su teoría acerca del papel del músculo ciliar y las zónulas.

### CARACTERÍSTICAS FÍSICAS

El cristalino; esfera oblata con un diámetro ecuatorial 3 veces mayor que su grosor axial en un estado de no acomodación. El anillo periférico se llama ecuador. La cápsula tiene un grosor de 15 – 30 micras es tejido hialino ectodérmico y es más gruesa en su parte anterior que posterior. El epitelio de la lente, una única capa de células epiteliales cuboideas se encuentra por debajo de la cápsula anterior y ecuatorial. Las mitosis en la zona ecuatorial producen células elongadas, hexagonales y aplanadas que se extienden anterior y posteriormente y componen la substancia del cristalino. Estas células a medida que van emigrando del ecuador al centro, se transforman en fibras y desarrollan extensas interdigitaciones que permiten las uniones de unas con otras y previenen el deslizamiento de unas fibras sobre otras. Las nuevas fibras se encuentran en la superficie, mientras que las más antiguas se encojen, pierden su núcleo y se incorporan a la parte central de la lente. Las proteínas forman 1/3 del peso total de la lente y consisten en fracciones solubles (85%) y no solubles (15%).

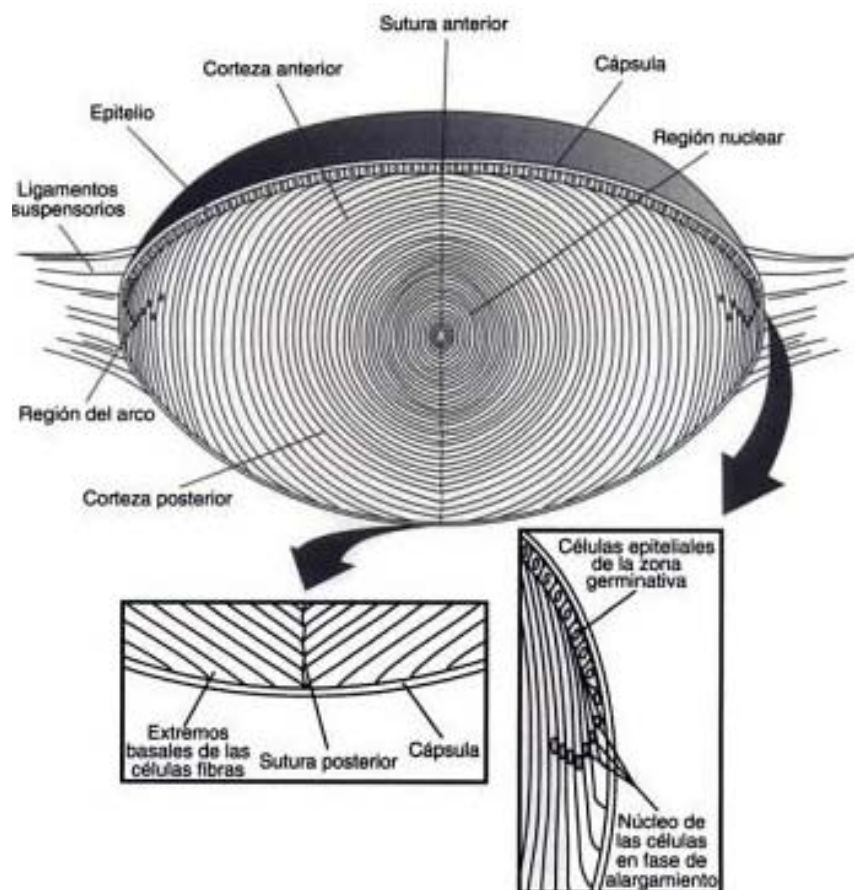


Fig. 4.2.- Descripción de la anatomía del cristalino

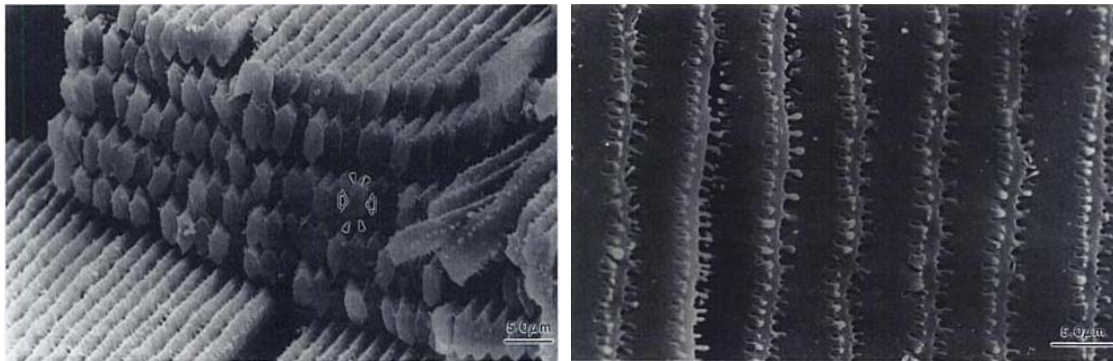


Fig. 4.3.- Microscopia electrónica de las fibras cristalinas.

El cristalino del adulto está compuesto de dos partes; el núcleo y el córtex. La lente tiene un índice de refracción más alto que el humor acuoso y el vítreo, y este va aumentando del córtex al centro del núcleo.

Índice de refracción del humor acuoso; 1.336

Índice de refracción de la superficie anterior del cristalino: 1.386

Índice de refracción del núcleo del cristalino: 1.406

Las superficies anterior y posterior se pueden describir como parábolas, con un centro más curvo, coincidiendo con el eje visual, y a medida que nos acercamos a la periferia se va aplanando. Estas superficies anterior y posterior en forma de parábolas, esféricas minimizan la aberración esférica. El impacto de la aberración esférica de la lente se disminuye todavía más porque el iris tapa la zona periférica, impidiendo que la luz pase por esta porción del cristalino. Detrás de la lente se encuentra el vítreo. Hay una línea que une el cristalino al vítreo (ligamento de Weger) que forma un anillo en la cara posterior del cristalino. El vítreo se supone que tiene como función dar estabilidad y soporte al cristalino.

### ACOMODACIÓN

Según la teoría de Helmholtz, respaldada en su esencia por la mayoría de la comunidad científica, durante la visión lejana el músculo ciliar se encuentra relajado. En esta situación pasiva, las zónulas ejercen una tensión sobre el cristalino, manteniéndolo extendido. Por el contrario, cuando es necesario enfocar un objeto cercano, el músculo ciliar se contrae, lo que provoca que las zónulas se liberen. Entonces, gracias a la elasticidad del cristalino, su diámetro ecuatorial disminuye, mientras que el espesor entre las caras anterior y posterior aumenta. La lente adopta, pues, una forma más esférica. De acuerdo con Helmholtz, durante la acomodación es sobre todo la cara anterior la que adquiere una curvatura más convexa. Simultáneamente, esta cara se desplaza hacia adelante, al igual que el margen del iris que delimita a la pupila. Además, en la visión cercana también se produce una constricción de la pupila (así como un aumento en el ángulo de convergencia de los ojos).

Gullstrand, que recibió el Nobel de Medicina en 1911 por sus estudios en Óptica Fisiológica, introdujo la idea de que la forma del cristalino sin acomodación estaba determinada por el

equilibrio entre dos fuerzas elásticas que actuaban en sentidos opuestos: por un lado, la fuerza ejercida por la coroides, que influiría en el cristalino a través de las zónulas; por el otro, la fuerza recuperadora del propio cristalino. El papel del músculo ciliar sería el de alterar dicho equilibrio, situación a la que se volvería cuando se completase el proceso de acomodación.

En el año 1925, Fincham introdujo otra modificación relevante a la teoría. Según este autor, la elasticidad del cristalino es demasiado baja como para desempeñar la tarea asignada por Helmholtz. En cambio, la cápsula que lo envuelve sí que es altamente elástica. Por tanto, ante la relajación de las zónulas, la cápsula actuaría sobre el cristalino, modificando su forma ("moldeándolo"). Fincham también sugirió que, al contrario de lo que pensaba Helmholtz, la cara posterior se desplazaba hacia atrás con la acomodación. Medidas biométricas posteriores han confirmado que, en efecto, existe un movimiento significativo de dicha superficie, aunque de menor magnitud que el de la cara anterior hacia adelante.

Así pues, con las modificaciones de Gullstrand y Fincham y ciertas contribuciones posteriores, el mecanismo quedaría como sigue; cuando el músculo ciliar se encuentra relajado, la elasticidad de la coroides tira de todo el sistema de zónulas, extendiendo el cristalino. Llega un momento en el que esta tensión se equilibra con la ejercida en sentido opuesto por la cápsula, alcanzándose el estado de desacomodación. En cambio, cuando el músculo se contrae, el cuerpo ciliar se mueve hacia el ecuador del cristalino. Como el plexo zonular se encuentra unido al cuerpo ciliar por medio del sistema de fibras secundario, este movimiento del cuerpo posibilita que sea dicho sistema el que contrarreste la tensión de la coroides. Por tanto, las zónulas posteriores se mantienen estiradas, mientras que las zónulas anteriores se liberan, lo que permite que la cápsula deforme el cristalino. El cristalino aumenta entonces su espesor y disminuye su diámetro ecuatorial.

#### CAMBIOS CON LA EDAD.

El cristalino es un tejido poco usual que está constantemente creciendo a lo largo de la vida al igual que las uñas o el pelo. Crece muy deprisa en el embrión y durante el primer año de vida. La velocidad de crecimiento disminuye en la primera década de la vida para continuar de manera mucho más lenta y casi lineal durante toda la vida. Los factores que regulan el crecimiento del cristalino en el ser humano se desconocen (Adler)<sup>1</sup>. El crecimiento de la lente se produce por la adición de las células epiteliales que migran desde las zonas proliferativas en el borde ecuatorial. Estas células se diferencian en células elongadas y se extienden hacia los polos anterior y posterior del cristalino. El resultado es la aposición de nuevas células cristaliniánas sobre las antiguas. El efecto de este continuo crecimiento se puede demostrar in vivo e in vitro: el peso aislado del cristalino aumenta linealmente a lo largo de la vida. El peso al nacimiento en fresco es de 180 mg y aumenta de forma uniforme a razón de 1.33 mg por año resultado en un aumento de más del 150% de su masa a lo largo de la vida.



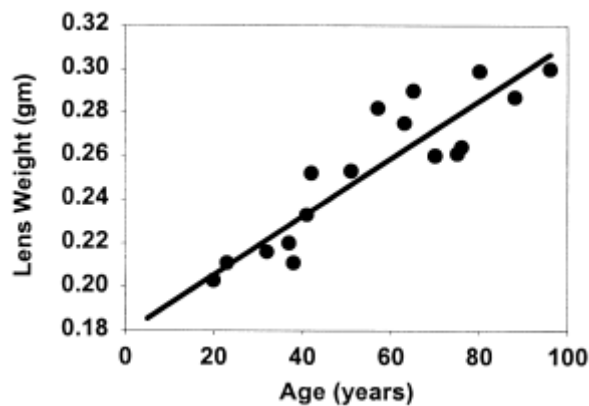


Fig. 4.4.- Cambio del peso del cristalino con la edad

In vivo el grosor axial del cristalino, que se ha medido con US-A, aumenta de forma lineal a lo largo de la vida (medidas hechas sin acomodar)

DIÁMETRO: el cristalino crece a lo largo de la vida como lo demuestra el aumento de su masa, pero no está claro si su diámetro crece también o permanece constante. La teoría de que aumenta el diámetro del cristalino con la edad y que este aumento es la causa de la presbicia, dio pie a una controvertida teoría sobre la acomodación que sirvió de base para la cirugía de los expansores esclerales como tratamiento de la presbicia.

Hasta ahora el diámetro sólo podía ser medido en cristalininos de ojos de cadáver que no representan el diámetro de un cristalino in vivo. Smith (P, 1883)<sup>2</sup> identificó que cuando la zónula se corta para sacar el cristalino, el de los jóvenes toma la forma que tendría si estuviera acomodando. Por tanto cuando medimos el diámetro del cristalino aislado, las lentes de los jóvenes tienen un diámetro menor que el de los ancianos.

La resonancia magnética demuestra que no hay cambios con la edad en el cristalino sin acomodar y si un aumento del diámetro del cristalino "acomodado" con la edad.

Los procesos metabólicos normales y la absorción de la luz generan radicales libres. Para contrarrestar los efectos de la oxidación, las células mantienen en el interior del citoplasma un medio reductor gracias a la acción de las mitocondrias, pero las células más profundas carecen de ellas con lo que no pueden mantener este medio reductor. Además los sistemas enzimáticos de estas células más profundas también son menos activos a causa de que pueden haberse sintetizado décadas antes.

La estructura del cristalino origina problemas para las células que no tienen contacto con el epitelio o la cápsula. Los nutrientes deben alcanzar estas células mediante difusión a través del espacio intercelular o de las uniones intercelulares. Para reducir la dispersión de la luz y mantener la transparencia, las fibras del cristalino deben mantenerse muy unidas con lo que el transporte de nutrientes es más probable a través de las propias células que entre las mismas. Como consecuencia se acumulan metabolitos en el centro del cristalino y la difusión limita la disponibilidad de nutrientes en las células más profundas del cristalino. La mayoría de estas fibras no sintetizan proteínas con lo que deben afrontar las consecuencias del envejecimiento molecular sin capacidad de regeneración, las proteínas sólo se sintetizan en las fibras

superficiales con lo que el cristalino tiene la necesidad de mantener la estabilidad de las proteínas durante décadas.

El cristalino obtiene la mayor parte de su energía de la glucólisis, cuyo producto final es el ácido láctico. Dada la acumulación de lactato, el pH intracelular disminuye desde las fibras periféricas hasta las más profundas.

### TRANSPARENCIA.

La transparencia del cristalino se basa en reducir al mínimo la distorsión y absorción de la luz. Ésta atraviesa directamente el cristalino gracias a la estructura regular de sus fibras, la ausencia de orgánulos con membrana y la uniformidad y escasez de espacio extracelular existente entre las fibras. De manera paralela, la elevada concentración de cristalinas en el citoplasma de las células del cristalino representa un componente esencial para su transparencia. La eliminación de la dispersión de la luz se debe a la existencia de interacción de corto alcance entre las cristalinas muy concentradas.

La elevada concentración de proteínas en las fibras del cristalino hace que el índice de refracción de esta estructura sea superior al del líquido que lo rodea. Las fibras próximas a la superficie del cristalino presentan una concentración proteínica inferior a la de las fibras profundas, lo que da lugar a un gradiente de índice de refracción que, al menos en parte corrige la aberración esférica.

A pesar de que el cristalino humano es transparente frente a la mayor parte de las longitudes de onda de la luz visible, produce y acumula cromóforos que absorben las longitudes de onda más cortas del espectro visible. En el recién nacido, el cristalino tiene una coloración amarillo pálido, cuya intensidad aumenta con la edad. Esta pigmentación amarilla absorbe las longitudes de onda más cortas y de mayor energía impidiendo que alcancen la retina. Los cromóforos amarillos predominantes en el cristalino de las personas jóvenes son los metabolitos del triptófano. Con el envejecimiento, en las fibras del cristalino se observan cantidades cada vez mayores de cromóforos solubles y unidos a proteínas.

### CAMBIOS RELACIONADOS CON LA EDAD EN LA ÓPTICAS Y LAS PROPIEDADES BIOMÉTRICAS.

Pocos estudios miden los cambios ópticos en el cristalino con la edad por la dificultad que implica la medición in vivo y su interpretación in vitro de los cristalinios aislados.

1.- In vivo se ha estudiado con la cámara de Scheimplfug, que mide los cristalinios sin acomodar, y se vio que las curvaturas anterior y posterior aumentan con la edad. Estos resultados han dado pie a la “paradoja del cristalino”; cómo aumentando la curvatura de las superficies con la edad, vamos perdiendo visión de cerca.

Al aumentar la curvatura de una lente, esta se vuelve más potente permitiendo ver objetos de cerca. Sin embargo el ojo humano conforme van aumentando las curvaturas del cristalino (anterior y posterior) vamos perdiendo visión de cerca. Esto se explica, al menos en teoría, con

la sugerencia de que con la edad aumenta el índice de refracción del cristalino para compensar el aumento de curvatura en las superficies.

2.- La aberración esférica también cambia con la edad; negativa en la infancia, 0 a los 40 años y positiva en la senectud.

3.- La focal de cerca va aumentando linealmente con la edad (se va alejando), a medida que vamos perdiendo capacidad de acomodación. En la gráfica se representa el estudio de 27 cristalinios de cadáveres de personas desde los 18 a los 87 años. El cristalino aislado supone el estado de máxima acomodación, con lo que la profundidad de foco de una lente aislada es una medida de la profundidad de foco más corta alcanzable por la lente o el punto próximo de la lente.

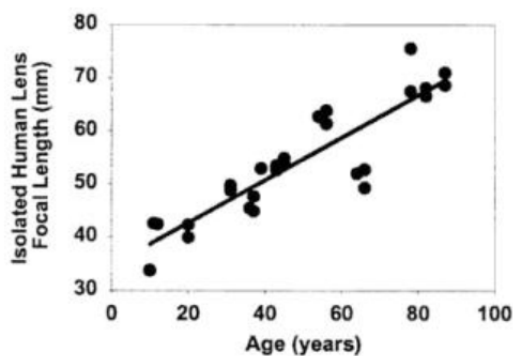


Fig. 4.5.- Cambio en la focal del cristalino con la edad

El grosor del núcleo del cristalino permanece constante a lo largo de la vida, el aumento del grosor del cristalino se debe a un aumento en el grosor del córtex. Con la acomodación sin embargo, el grosor del núcleo aumenta mientras que el del córtex permanece constante.

#### CAMBIOS EN EL ÍNDICE DE REFRACCIÓN

El índice de refracción del cristalino no es constante, sino que varía siguiendo un gradiente, esta magnitud alcanza su máximo valor en el centro, debido a la mayor concentración de proteínas cristalinas, y disminuye ligeramente en las capas más externas

## PRESBICIA.

Aunque la presbicia es un fenómeno relacionado con la edad, su momento de inicio es distinto en las diferentes zonas del mundo. Por ejemplo, la presbicia se inicia antes en personas que viven cerca del ecuador. De manera específica, la edad de inicio de la presbicia es de 37 años en la India, 39 años en Puerto Rico, 41 años en Israel, 42 años en Japón, 45 en Inglaterra y 46 años en Noruega. En otros estudios se ha demostrado que la variable más importante a este respecto es la temperatura ambiente. Así, cuanto mayor es la temperatura ambiente, antes se inicia la presbicia.

Por otra parte la esperanza de vida es inferior en los países en vías de desarrollo en los que la temperatura ambiente suele ser elevada. Por tanto aunque la presbicia se inicia a una edad más temprana en los países en vías de desarrollo, en la población general es menor la proporción de personas con presbicia. (Adler)<sup>1</sup>

Envejecimiento del cristalino y presbicia (Glasser)<sup>3</sup>: la principal función del cristalino es hacer converger los rayos de luz que entran por la pupila después de atravesar la córnea. En un ojo emétrope el poder refractivo de la lente aumentará la convergencia de la luz para enfocarla en la retina. El cristalino joven también tiene la función de acomodar con lo que el poder de la lente aumentará por la acción de la contracción del músculo ciliar. Para conservar esta capacidad el cristalino no debería cambiar con el tiempo y esto no sucede así. La presbicia y la catarata representan parte de un continuo.

### Teorías:

1.- Esclerosis del cristalino: la teoría clásica de la presbicia (también llamada *teoría de la esclerosis lenticular*), conocida desde que se estudió el mecanismo de la acomodación y su disminución gradual, es que el cristalino presenta un endurecimiento cada vez mayor al avanzar la edad. Si el cristalino se vuelve más duro ya no puede adoptar la forma necesaria para el estado de acomodación inducida por la cápsula cuando se libera de la tensión zonular de reposo. Además la sustancia endurecida del cristalino tampoco puede ser estirada por la tensión zonular para que adopte una forma aplanada en el estado de relajación. Así el cristalino endurecido queda en un estado fijo.

2.- Teoría geométrica de la presbicia: dado que con la edad aumenta el grosor del cristalino y se produce un desplazamiento zonular anterior, se ha propuesto que la presbicia puede ser la consecuencia de la alteración de las relaciones geométricas entre el cristalino y la zónula al avanzar la edad. En el cristalino de las personas jóvenes, las conexiones zonulares anteriores están más o menos cerca del ecuador del cristalino y pueden ejercer una influencia considerable sobre la curvatura anterior del mismo a través de las modificaciones de la tensión que tienen lugar en la acomodación. La teoría geométrica señala que en el cristalino envejecido, en el que el punto de inserción de la zónula anterior es más anterior en la superficie anterior del cristalino y en el que el ángulo existente entre las fibras zonulares y la superficie anterior del cristalino está alterado no se observa una relajación eficaz de la fuerza zonular / capsular anterior cuando se produce la contracción del músculo ciliar durante la acomodación. Esta teoría indica que como resultado de la modificación geométrica señalada las fibras zonulares del ojo con presbicia ejercen una fuerza que casi es tangencial a la

superficie del cristalino, de manera que la relajación de la zónula ejerce un efecto muy escaso sobre la cápsula y sobre la forma del cristalino.

3.- Teoría de la des-acomodación; sugiere que la presbicia no se debe a un fallo del cristalino en la acomodación sino más bien a un fallo gradual del cristalino para mantenerse sin acomodación en reposo. El sustento de esta teoría procede de las pruebas que indican que las curvaturas anterior y posterior del cristalino aumentan con la edad. Esta teoría sostiene que, debido al aumento en el crecimiento del diámetro ecuatorial del cristalino, a las relaciones geométricas zónula/cristalino alteradas, a la alteración en la configuración del musculo ciliar durante en envejecimiento y a la pérdida de la distensibilidad de la coroides, el aparato de la acomodación ya no puede aplicar la tensión zonular de reposo para mantener el cristalino en un estado sin acomodación. En consecuencia el cristalino adopta de forma progresiva una configuración de mayor acomodación, y en las fases finales de la presbicia la falta de acomodación no se debe a un fallo inherente en la misma sino a que el cristalino ya está en una situación de acomodación completa. Se dice que el ojo sigue siendo emétrope en una situación de aumento de las curvaturas de la superficie del cristalino (la paradoja del cristalino) gracias a la compensación activa del gradiente del índice de refracción del cristalino para mantener una potencia óptica constante según avanza la edad. Aunque se ha demostrado la posibilidad teórica de que exista una alteración dependiente de la edad en el gradiente del índice de refracción del cristalino, no se ha verificado empíricamente su existencia. Esta teoría contradice las observaciones de que ni el aumento ni la liberación de la tensión zonular pueden alterar la distancia focal del cristalino de la persona de edad avanzada, de que no existe ninguna disparidad entre las curvaturas de la superficie del cristalino y la distancia focal del mismo, de que la distancia focal del cristalino con presbicia no se mantiene constante con la edad y de que la forma del núcleo del cristalino con presbicia es distinta de la que presenta el cristalino de la persona joven en situación de acomodación.

4.- Teoría de Schachar; el crecimiento ecuatorial continuado del cristalino se ha sugerido como base teórica para la presbicia. Esta posibilidad se basa en la teoría revisionista de la acomodación que indica que ésta tiene lugar a través de un incremento en la tensión zonular para estirar del ecuador del cristalino hacia la esclerótica. El aumento del diámetro del cristalino con la edad, en la situación denominada hacinamiento de la cámara anterior, daría lugar a una relajación gradual de la tensión zonular en el ecuador del cristalino de manera que el esfuerzo de acomodación no puede incrementar la zónula relajada con envejecimiento en un grado suficiente como para traccionar activamente sobre el ecuador del cristalino. Esta teoría de la presbicia presenta muchos fallos, el cristalino sigue creciendo a lo largo de toda la vida tal y como queda reflejado en el incremento de su masa, pero este efecto tiene lugar a través de un aumento en el grosor axial, sin incremento de su diámetro. Como ya se ha mencionado, solo se observa un aumento aparente relacionado con la edad en el diámetro cuando se determina el diámetro del cristalino humano aislado, debido a que el cristalino aislado suele permanecer en situación de acomodación, tanto más en el cristalino de las personas jóvenes que en el de las de edad avanzada. Cuando se determina in vivo el diámetro del cristalino en el ojo del ser humano vivo, se demuestra que este valor es independiente de la edad. Además si esta teoría de la presbicia fuese correcta el presunto incremento en el diámetro del cristalino y la consiguiente pérdida de la tensión zonular serían factores predictivos de la aparición de microfluctuaciones de la acomodación más pronunciadas en los

ojos de edad avanzada a consecuencia de una disminución en la estabilidad del cristalino. Sin embargo las microfluctuaciones de la acomodación son más pronunciadas en los ojos de las personas jóvenes, mientras que no se observan en absoluto en los de las personas con presbicia. No existe una confirmación independiente de este mecanismo revisionista de la acomodación, en los intentos de verificarlo no se han obtenido pruebas que lo apoyen. Esta teoría sirve como fundamento para la realización de la expansión escleral como procedimiento para el restablecimiento de la acomodación, sin embargo la evaluación objetiva de estos pacientes no se ha encontrado evidencia del restablecimiento de la acomodación.

5.- Teoría multifactorial de la presbicia: dada la preponderancia de las pruebas de los cambios que tiene lugar con la edad en diferentes aspectos de las estructuras del aparato de acomodación del ojo, se ha propuesto que la presbicia no se debe a un solo factor causal sino a un deterioro global de la función acomodativa de varios o numerosos aspectos del aparato de acomodación. Estas teorías multifactoriales de la presbicia se oponen a la existencia de un solo factor, como la esclerosis lenticular o el endurecimiento o la pérdida de la contractilidad del músculo ciliar, por ejemplo, que constituya la causa más significativa de la pérdida de la acomodación por encima de otro cambio relacionado con la edad.



A pesar de ser un método de medida de agudeza visual que se ha usado durante años, a menudo las puntuaciones de agudeza visual de Snellen no permiten definir con precisión las alteraciones visuales de los pacientes que ven los objetos borrosos o que tienen más dificultades para ver con luz brillante. Además se cometen 7.5 veces más errores con determinadas letras (B, C, F, S) que con otras (A, L, Z, T) y este error aumenta a medida que vamos bajando en la escala hasta 17 veces más (Mathew JA)<sup>4</sup> y estos errores se cometían por igual en ojos ambliopes que en el ojo adelfo, no ambliope.

A pesar de los avances en la tecnología, seguimos midiendo la agudeza visual como en 1863. Pero hoy sabemos que hay muchos otros factores que influyen y que todos en conjunto se compensan. Pablo Artal determinó que no había relación entre la agudeza visual medida y la calidad óptica en gente joven con visión normal o excelente visual espacial. Había sujetos con grados normales de aberraciones que lograban agudezas visuales excelentes (P.Artal, 2008)<sup>5</sup>.

Necesitamos un método que nos permita medir objetivamente las dificultades que presentan los pacientes, ser capaces de identificarlas y poder explicárselas de forma clara para que lo comprendan.



## CALIDAD VISUAL

### DEFINICIÓN

Calidad es el conjunto de propiedades inherentes a un objeto que le confieren capacidad para satisfacer necesidades implícitas o explícitas. La definición de calidad de vida relacionada con la salud es muy compleja. La definición de Patrick y Erickson es quizás la más completa: es el valor asignado a la duración de la vida modificada por las deficiencias, los estados funcionales, las percepciones y las oportunidades sociales, que están influidas por la enfermedad, las lesiones, el tratamiento médico o las políticas sanitarias (Patrick DL et al 1993)<sup>6</sup>. La calidad de vida relacionada con la salud es un concepto que trasciende la vida y su duración para incorporar una valoración subjetiva de ambas. Por otro lado quienes asignan el valor, no son expertos que evalúan a terceros, sino los mismos individuos cuya salud se pretende cuantificar.

En el campo de la oftalmología, calidad no es lo mismo que cantidad. Hay que tener en cuenta toda la dimensión del paciente, física, psicológica y social. Hasta el momento no teníamos instrumentos para medir este componente subjetivo o psicológico en lo que respecta a la visión, ¿Cuánto afecta a un paciente una catarata incipiente?. Está claro que no es lo mismo el impacto visual en un paciente joven, activo que en otro más mayor y con menos actividad, o que en otro paciente con dificultades en la movilidad.

### FACTORES QUE AFECTAN A LA CALIDAD VISUAL

#### 1.- FACTORES QUE EMPEORAN LA VISIÓN

##### 1.1.- La difracción:

Es un fenómeno que se produce por la naturaleza ondulatoria de la luz, ocurre en todo tipo de ondas; en las ondas sonoras, en las que se forman en la superficie de un fluido y en las ondas electromagnéticas como la luz y las ondas de radio cuando alcanzan un obstáculo o abertura de las mismas dimensiones o menores que su propia longitud de onda y que se manifiesta en forma de perturbaciones en la propagación de la onda rodeando el obstáculo o produciéndose una divergencia a partir de la apertura. (Elies Amat D, 2002 )<sup>7</sup>

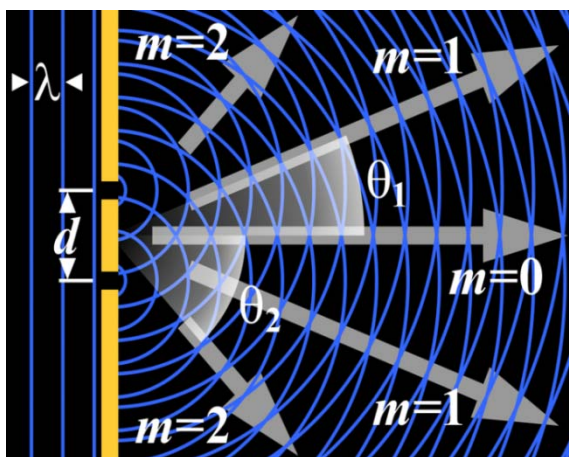


Fig. 7.1.- Fenómeno de la difracción

Extrapolando este fenómeno al ojo, la difracción es debida al impacto de la luz con el margen pupilar. No hay forma de eliminarla. Acaba produciendo el «*Airy Disk*» en la imagen retiniana.

### 1.2.- Scatter intraocular:

#### 1.2.1.- Definición:

Se refiere a la dispersión de los rayos debido a su interacción con las estructuras internas del ojo. El *scattering* reduce la calidad de la imagen. En pacientes jóvenes, sanos, el impacto es pequeño para la mayor parte de las actividades visuales pero sí afecta en pacientes con cataratas, ancianos o cirugía refractiva.

#### 1.2.2.- Forma de medirlo:

Se han utilizado muchos métodos para medir el *scattering* incluyendo técnicas psicofísicas, en las que se le enseña al paciente una fuente luminosa parpadeante circular y se estudia cómo influye la luz de fondo y los cambios de frecuencia del estímulo luminoso en la visión (Beckman C, 1992)<sup>8</sup> y otras basadas en la cámara de Scheimpflug, la dispersión dinámica de la luz (Ansari, 2004)<sup>9</sup> o el análisis de imágenes de Hartmann-Shacks (Fujikado T, Kuroda T, Maeda N, et al, 2004)<sup>10</sup>. Sin embargo todavía faltan técnicas objetivas para medir el *scattering*.

El instrumento ideado por Beckman consiste en presentarle al paciente de forma alternativa 2 imágenes, una de un disco mediante un proyector (p1) y otra un punto con otro proyector (p2) y un tercer proyector que emite una luz de fondo a una frecuencia constante. Un diafragma *d* se posiciona delante de p2 y el paciente puede manipular de forma mecánica la intensidad luminosa del objetivo (p2). Se sitúa al paciente a una distancia de 60 cm (R) de forma que podamos obtener un ángulo de deslumbramiento ( $\phi$ )

Cuando se le presenta la figura 7.2 al paciente de forma intermitente, éste experimenta un halo de luminosidad equivalente en áreas por fuera del anillo. Esto es debido a las irregularidades intraoculares. El paciente, mirando fijamente al punto puede eliminar la luz parpadeante.

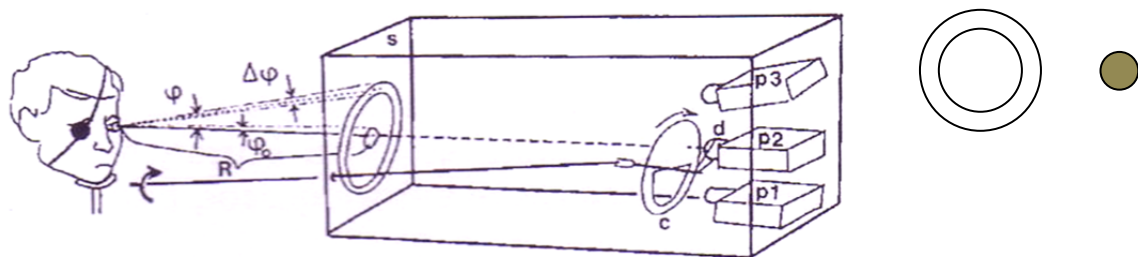


Fig.7.2.- Instrumento ideado por Beckman para medir el *scattering*.

### 1.3.- Aberraciones.

#### 1.3.1.- Definición

Entendemos por aberración cualquier irregularidad en una superficie que produzca una aceleración o enlentecimiento de la longitud del trayecto óptico de los rayos de luz que la

atraviesan. Las aberraciones se han observado desde que aparecieron los primeros telescopios en el siglo XVII.

### 1.3.2.- Tipos.

- Cromáticas; La distancia focal de una lente depende del índice de refracción del material que la forma y de la forma de sus superficies. Puesto que el índice de refracción de todas las sustancias ópticas varía con la longitud de onda, la distancia focal de una lente es distinta para los diferentes colores. Como consecuencia, una única lente no forma la imagen de un objeto, sino una serie de imágenes a distintas distancias de la lente, una para cada color presente en la luz incidente. Las aberraciones cromáticas impiden que se enfoquen todas las longitudes de onda a la vez en la retina. La luz azul, tiene una longitud de onda más corta con lo que llega antes al punto focal y la roja más larga.

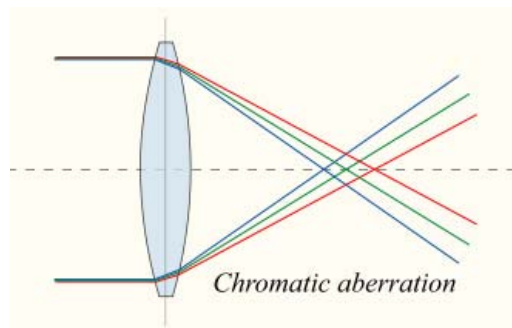


Fig. 7.3.- Aberración cromática

Se dividen en longitudinal y transversal

- o Aberración cromática longitudinal; se produce porque la lente no desvía todos los colores al mismo foco de tal forma que tenemos distintos focos para las distintas longitudes de onda. Provoca colores borrosos delante y detrás de la posición del enfoque por diferencias en el punto de enfoque del color. Destaca en la zona periférica de partes con mucha luz de la imagen, pero puede aparecer en toda la imagen y no sólo en los bordes.

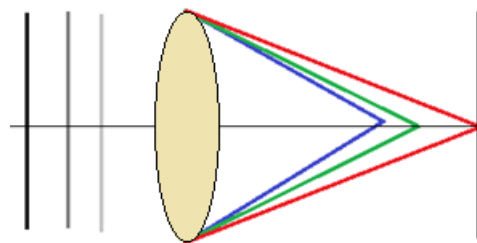


Fig. 7.4.- Aberración cromática longitudinal

- o Aberración cromática transversal; produce diferentes aumentos para distintas longitudes de onda. Sólo afecta a detalles tangenciales de tal forma que provocan la aparición de colores alrededor de los bordes de los

objetos, no aparece en el centro de las imágenes y aumenta hacia las esquinas.

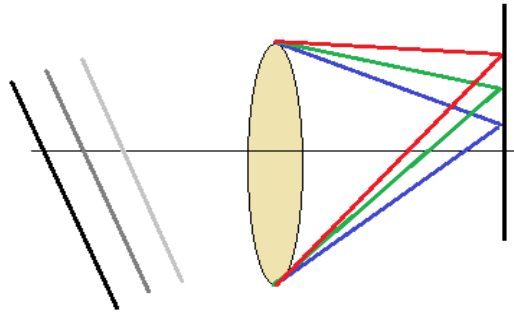


Fig. 7.5.- Aberración cromática transversal.

- Monocromáticas; son las encargadas de deformar y desenfocar la imagen.

Se dividen en:

- o Piston.
- o 1<sup>er</sup> orden: Tilt o inclinación.
- o 2<sup>o</sup> orden: Defocus (miopía o hipermetropía) y Astigmatismo.
- o 3<sup>er</sup> orden: Coma o astigmatismo asimétrico.
- o 4<sup>o</sup> orden: Aberración esférica. Aparece cuando el radio de curvatura periférico es distinto que el central. Para una lente convergente los rayos de luz que inciden en la zona periférica de la lente con un radio de curvatura menor, convergen antes que los que inciden en la zona central (Aberración esférica positiva) y para una lente divergente, es negativa.
- o Aberraciones de alto orden: se distribuyen por la periferia, por lo que su repercusión en el sistema dependerá del tamaño pupilar.

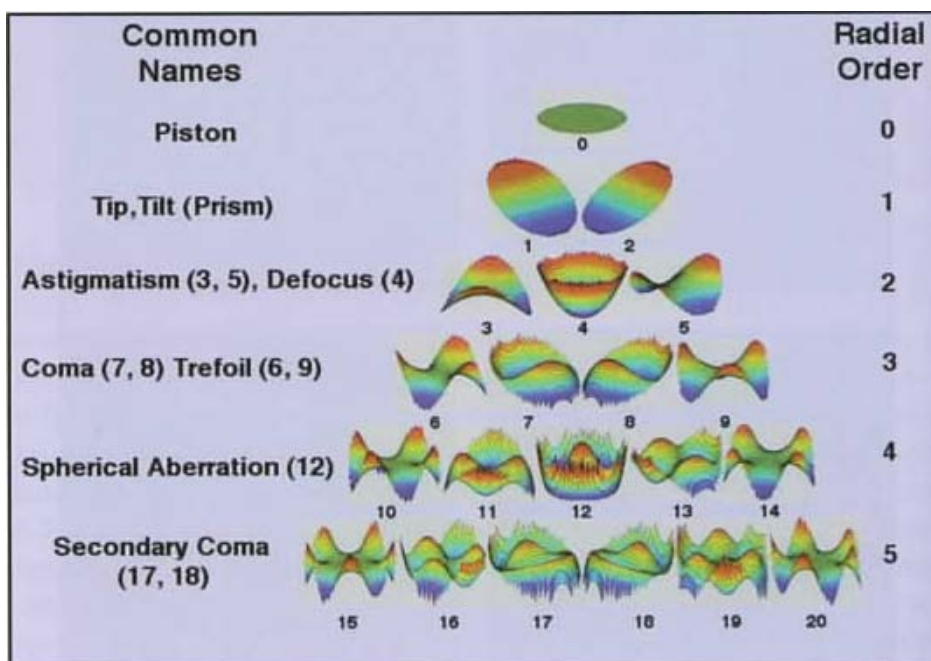


Fig. 7.6.- Aberración monocromática. Representación tridimensional de los polinomios de Zernike

### 1.3.3.- Forma de cuantificar las aberraciones.

1.- Modulation transfer function (MTF): Es el cociente entre la calidad de imagen con la que nuestra retina percibe un objeto y la calidad real del objeto

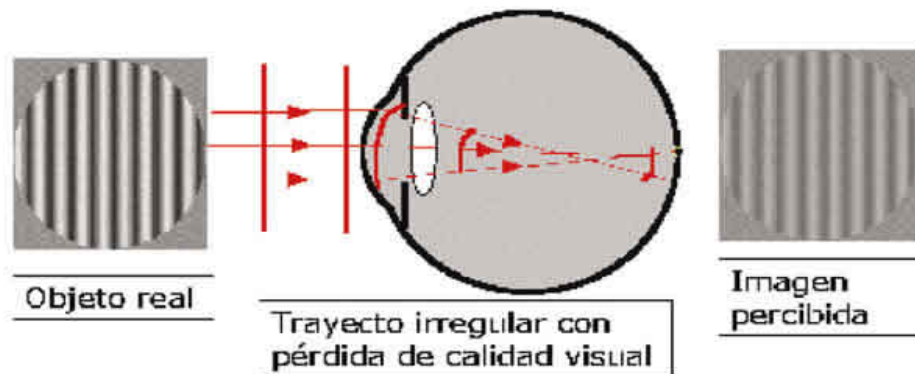


Fig. 7.7.- Representación gráfica de la MTF

2.- Root Mean Square (RMS): Se mide en micras y es la cantidad de desviación de un frente de onda perfecto con respecto al real. A menor RMS, mejor es el frente de onda real.

3.- Point Spread Function (PSF): Determina cómo se vería un punto de luz remoto a través del frente de onda captado. Cuanto más semejante a un punto, menor aberración hay en el frente de onda.

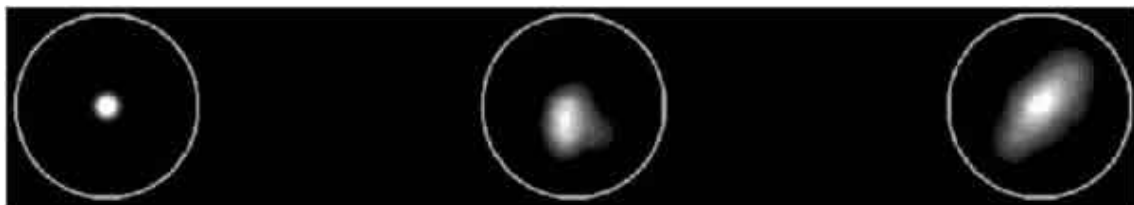


Fig. 7.8.- Representación gráfica de la PSF.

### 1.3.4.- Aparatos para medir aberraciones.

#### 1.3.4.1- Aberrómetros.

Son sistemas que se utilizan para medir la calidad visual basados en frentes de ondas (como veremos más adelante hay otros sistemas basados en el doble paso y en variables psicofísicas de la función visual)

Frente de ondas: se define como el lugar geométrico en el que los puntos del medio son alcanzados en un mismo instante por una determinada onda. Dada una onda propagándose en el espacio o sobre una superficie, los frentes de onda pueden visualizarse como superficies o líneas que se desplazan a lo largo del tiempo alejándose de la fuente sin tocarse.

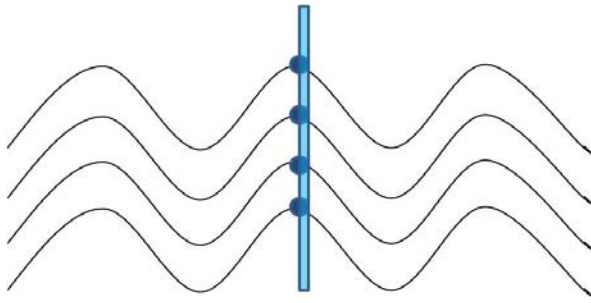


Fig. 7.9.- Ondas en fase. Frente de onda plano

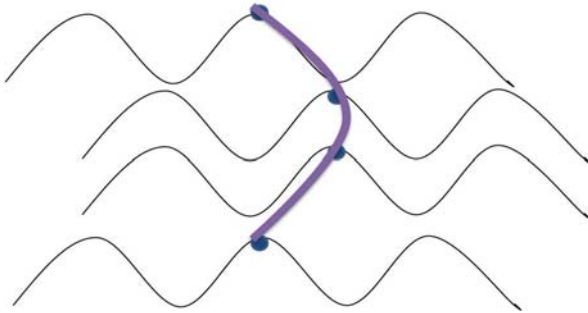


Fig.7.10.- Ondas fuera de fase. Frente de onda aberrado.

Un sistema óptico perfecto, forma frentes de onda con superficies continuas. Si este frente de onda choca con un sistema óptico convergente, los rayos que incidan en la periferia de la lente irán más rápidos que los que van por el centro y tendremos un nuevo frente de onda esférico.

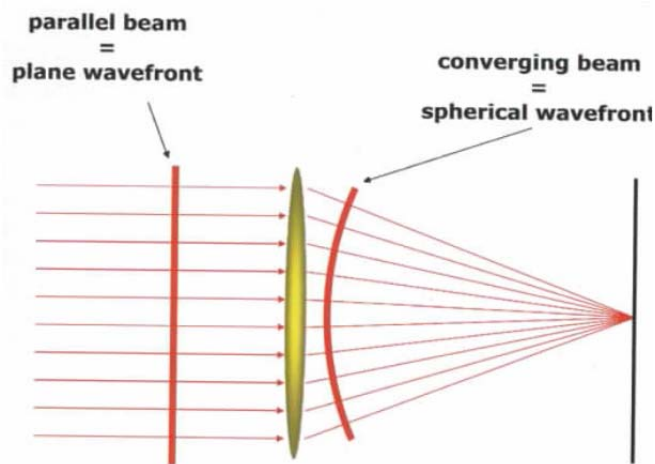


Fig.7.11.- Frente de onda al pasar por un sistema óptico convergente.

El sentido del haz es reversible, de manera que podría ser en el sentido inverso si partiéramos de un objeto luminoso concreto.

Sin embargo los sistemas ópticos reales no son perfectos, sino que tienen aberraciones o irregularidades que producen frentes de ondas igualmente irregulares, este frente de onda adopta la misma forma que la aberración que ha atravesado.

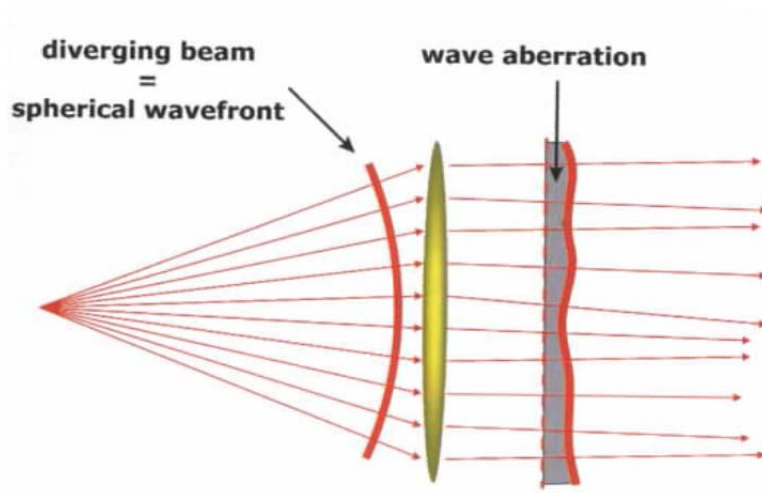


Fig. 7.12.- Frente de onda aberrado

La distancia entre el frente de onda de un sistema perfecto y el frente de onda real es lo que se conoce como aberración de onda.

En 1934, Fritz Zernike describe una serie de polinomios ortogonales para definir la forma de un frente de ondas. Estos polinomios permiten describir cualquier superficie circular de radio igual a 1. (Porter J, Aug 2001)<sup>11</sup>

#### EVOLUCION DE LOS ABERRÓMETROS. Recuerdo histórico

1.- Aberroscopios subjetivos: desarrollado por Howland y Howland (Howland et al 1977)<sup>12</sup>, con el que el individuo percibe la imagen de una malla colocada entre dos lentes cilíndricas de  $\pm 5$  D con ejes cruzados a  $45^\circ$  y dibuja la malla que percibe. Se podían analizar las distorsiones de la malla dibujada, llegando a estimar hasta el 4º orden de los polinomios de Zernike. En la técnica de Tscherning se sustituye la malla por una red de puntos.

2.- Reconstrucción de la aberración de onda a partir de su pendiente local: se basan en la medida directa de la pendiente local del frente de onda en las diferentes posiciones de la pupila. Posteriormente a partir de estos datos se puede recuperar el frente de onda mediante el desarrollo de los polinomios de Zernike.

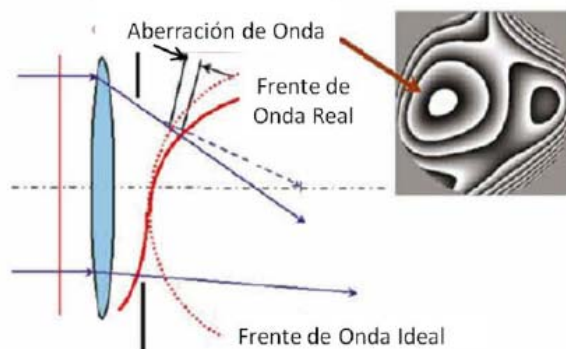


Fig. 7.13.- Aberración de onda. Diferencia entre frente de onda real y el ideal



El principio que usan los aberrómetros, es la medición de la desviación que sufren los rayos de luz incidentes en el trayecto de retorno o de reflexión de la retina. Cuando la emisión de estos rayos es múltiple y simultánea es cuando obtenemos un frente de ondas. En el caso de un sistema óptico ideal, el frente de ondas será plano; si los rayos interactúan con aberraciones, el frente de onda adoptará la misma forma que la aberración que ha atravesado.

Según el momento en el que captamos la desviación producida en el rayo de luz incidente, podemos dividir los aberrómetros en dos tipos:

1.- “Outgoing”; son aberrómetros que utilizan el sistema Hartmann-Shack (Liang J, 1994)<sup>13</sup> (Prieto PM, Aug 2000)<sup>14</sup>, que consta de la emisión hacia el interior del ojo de un láser muy fino de He-Ne, el cual al rebotar en la retina produce un frente de onda que se modula a medida que encuentra aberraciones en todo el sistema óptico ocular, saliendo del ojo como si fuera un molde de este. Esta información se capta y se analiza, dando el mapa aberrométrico del ojo. Se llama “outgoing” porque la información se recoge en el trayecto de salida.

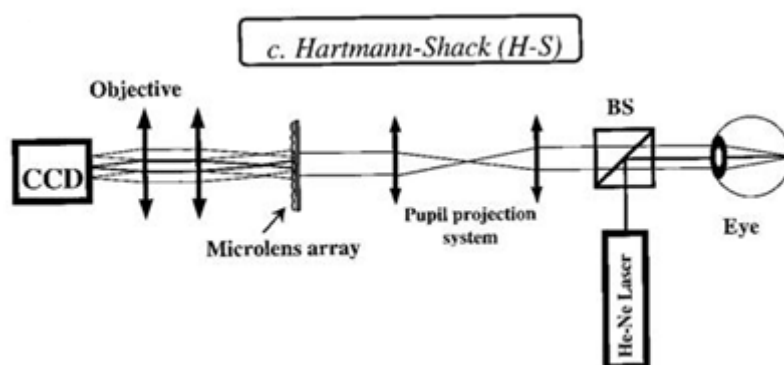


Fig. 7.14.- Aberrómetro de Hartmann-Shack

El origen del sensor de Hartmann-Shack se remonta a 1900 cuando el Sr. J. Hartmann, físico y astrónomo alemán, desarrolló el test de Hartmann para comprobar la calidad de los telescopios. Colocaba una placa con agujeros delante de un detector de imagen. Cuando la luz pasaba a través de cada uno de estos agujeros producía un patrón de difracción en el detector. A partir del desplazamiento de estos patrones de difracción se pueden estimar las pendientes locales del frente de ondas. A finales de los 60, R.Shack, sustituye los agujeros por lentes para captar más luz y formar una imagen definida en vez de una mancha. La primera matriz de microlentes se fabricó en 1971.

Lo primero que se hace es emitir una luz que se refleja en la retina y, por medio de las microlentes, se recoge el frente de onda que sale reflejado. Si el frente de onda procedente del ojo fuera plano, todos los rayos procedentes de la retina, atravesarían las microlentes por el eje axial, completamente perpendiculares. En la realidad hay un desplazamiento respecto al eje axial en las coordenadas x e y.



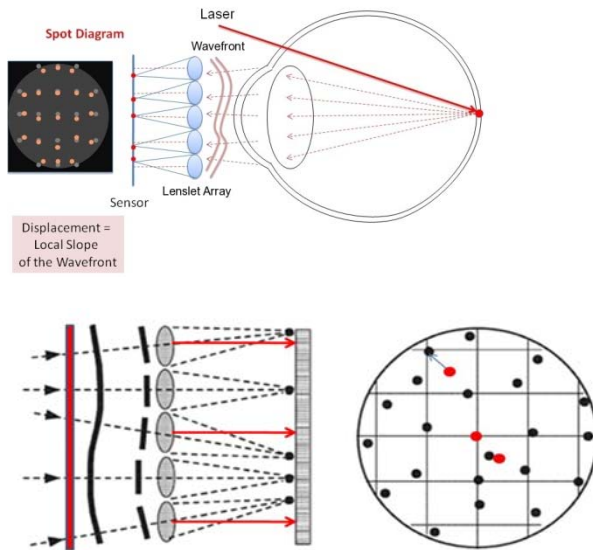


Fig. 7.15 y 7.16.- Representación gráfica del sistema de microlentes del aberrómetro de H-S

Para recuperar el frente de onda solo tenemos que calcular el desplazamiento de los puntos negros con respecto a los puntos rojos (Frente de onda plano).

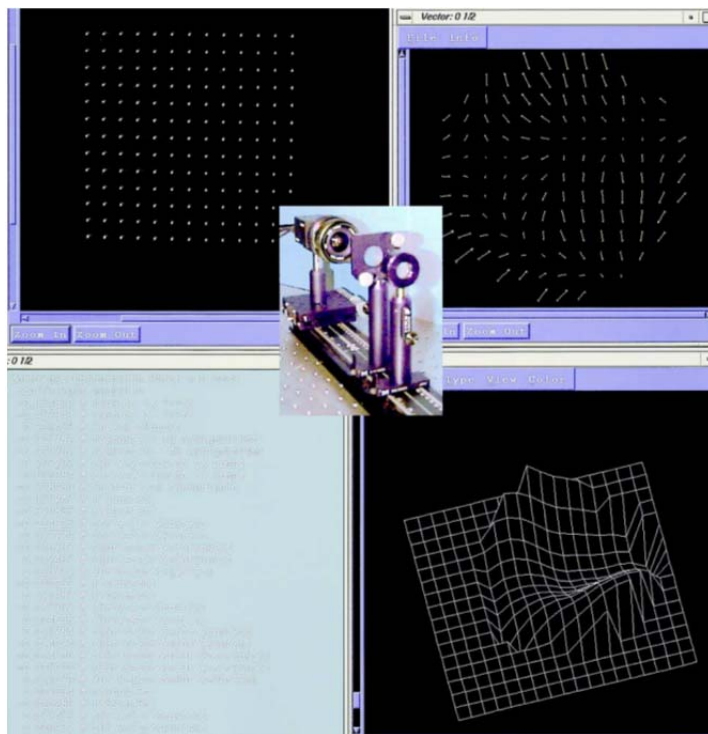


Fig. 7.17.- Imagen de Adaptive Optics Associates. Reconstrucción de un frente de ondas a partir de la desviación de sus puntos.

La imagen de arriba a la izquierda muestra el patrón del primer sensor de Hartmann-Shack. Arriba a la derecha, la imagen de la retícula al ser atravesada por un frente de onda. Abajo a la izquierda, le representación de ese frente de onda en polinomios de Zernike y abajo a la derecha, le representación en 3D del frente de onda.

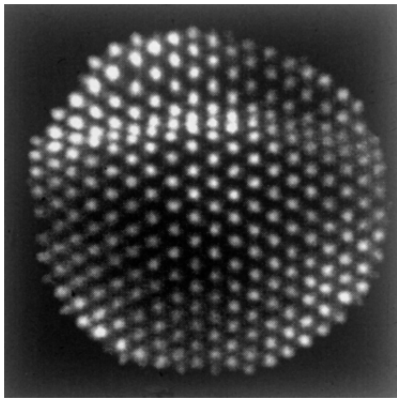


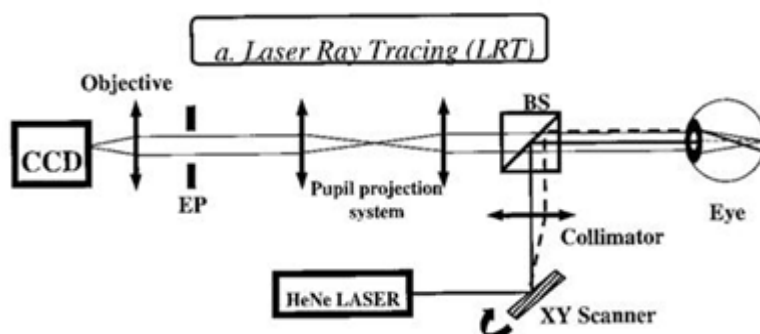
Fig. 7.18.- Frente de ondas en un paciente con compresión del párpado superior sobre la córnea

Una limitación de estos sistemas es que el frente de ondas reconstruido depende del número de microlentes que abarque la pupila del sujeto. Para obtener resultados fiables necesitamos más medidas que el orden de polinomios que deseamos evaluar para asegurar que los algoritmos son correctos.

2.- “Ingoing”; en estos la información se capta en el trayecto de entrada. Se dividen en dos grupos:

2.1.- *Tscherning*: Se emite una rejilla de láser a través de una lente que queda reflejada en el fondo del ojo. La imagen se capta con una cámara que analiza la separación entre los puntos extrapolando las aberraciones que la han producido.

2.2.- *Ray-Tracing*: Se emiten múltiples rayos y se capta dónde impacta cada uno por separado en la retina. Se calcula la diferencia entre donde impactan y donde deberían haber impactado. En un ojo sin aberraciones no habría diferencias. Con este sistema evitamos el solapamiento que pueden ocurrir en los aberrómetros Hartmann-Shack o en los tipos *Tscherning* cuando el sistema está muy aberrado. (Navarro R, 1999)<sup>15</sup>



Imágenes tomadas del artículo de Navarro R, Moreno-Barriuso E. “Laser ray-tracing method for optical testing”. Opt.Lett. 1999; 24: 951-953.

Fig. 7.18.- Aberrómetro tipo “Ray-Tracing”

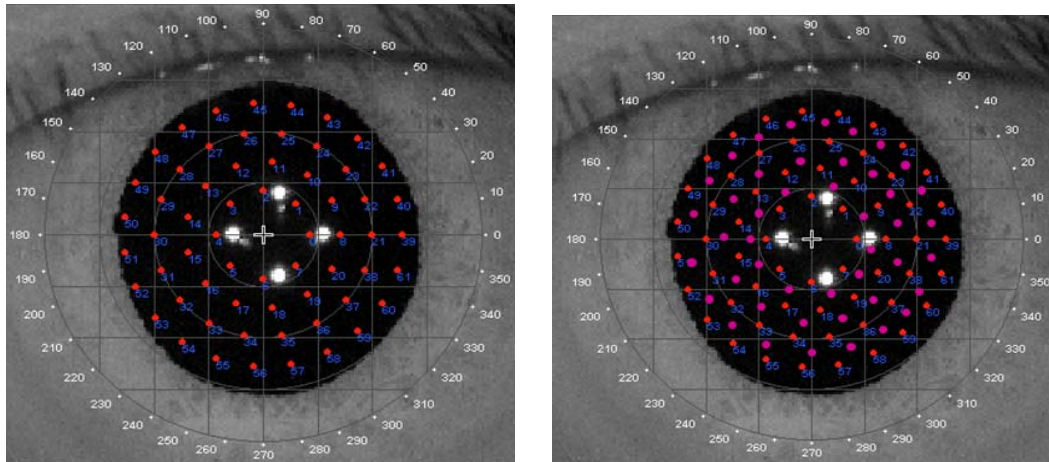


Fig 7.19.- Imágenes tomadas del iTrace® Tracey Technologies™. Representación de dónde impactan los rayos emitidos y dónde deberían haber impactado.

Con este sistema se obtiene información de las aberraciones hasta 7º orden de los polinomios de Zernike

La diferencia entre el sistema “ray-tracing” y el Hartmann-Shack es la forma de capturar la información: en el trazado de rayos se hace de forma secuencial, analizando las distintas zonas del área pupilar una a una, y en el Hartmann-Shack la captura es en paralelo, con lo que tenemos una sola imagen de un muestreo completo de la pupila.

Se podría suponer que un sistema óptico libre de aberraciones tendría la máxima agudeza visual pero esto no es así. De hecho se ha especulado con que algunos patrones de aberraciones consiguen una mayor agudeza visual. Otros estudios sostienen que hay una neuroadaptación a las aberraciones de cada individuo, de tal forma que esas aberraciones propias le proporcionan la mejor agudeza visual. ( Artal P, 2004)<sup>16</sup> Sin embargo la adaptación neuronal tiene un impacto limitado en la corrección de las aberraciones de alto orden (12%) (Chen L. Artal P, 2007)<sup>17</sup>

P. Artal investigó la calidad visual (midiendo aberraciones de alto orden; coma, trifol y aberración esférica) de pacientes con agudezas visuales normales y excelentes a diferentes contrastes (alto y bajo). Y determinó que no había relación entre las dos, de tal forma que había sujetos con valores normales de aberraciones que tenían una excelente visión y valores mínimos de aberraciones y poca agudeza visual. A la pregunta de por qué los mismos valores de aberraciones generan agudezas visuales tan dispares, responde que además de las aberraciones ópticas, muchos otros factores: dispersión intraocular, densidad de conos y de células ganglionares y procesamiento cortical, que pueden limitar la agudeza visual. (Eloy A. Villegas, 2008)<sup>18</sup>

Además, las aberraciones se compensan unas a otras. La primera evidencia de compensación de las aberraciones por el ojo, es el acoplamiento del astigmatismo corneal a favor de la regla con el astigmatismo del cristalino (Artal)<sup>19</sup> (Fujikado T, 2004)<sup>20</sup>. Y para complicar todavía más, estas aberraciones y “acoplamientos” cambian con el tiempo y con la acomodación (la acomodación induce una aberración esférica negativa)

## 2.- FACTORES QUE MEJORAN LA VISION.

2.1.- **Respuesta fotópica:** Se basa en la diferente sensibilidad de los tres tipos de fotorreceptores que encontramos en la retina. Se encarga de maximizar la sensibilidad en el medio del espectro (verde), disminuyendo el efecto pernicioso de la aberración cromática.

2.2.- **Efecto Stiles-Crawford:** Respuesta disminuida de la retina frente a las posiciones más aberrantes del frente de onda, debido a la preferencia de los conos foveales a la luz que entra por el centro de la pupila y le inciden rectos, y no por los rayos que entran por los márgenes de la pupila que le llegan oblicuos.

2.3.- **Dithering:** Es un movimiento constante de la retina que hace que la imagen caiga en diferentes fotorreceptores. Mejora los límites neurales.

## 3.- FACTORES QUE LIMITAN LA VISION

3.1.-El límite neural. Éste se divide en tres puntos:

- Sensibilidad de los fotorreceptores: En un ojo normal el grosor de banda óptica está por debajo del «Nyquist frequency» (máxima sensibilidad de los fotorreceptores que se sitúa en unos 50-60 ciclos por grado). Si llegamos a corregir todas las aberraciones el grosor de banda óptica lo situaremos por encima y todo lo que sobrepase este límite, nuestra retina no lo interpretará como tal sino bajo un "alias" (aliasing).
- Diámetro y agrupamiento de los fotorreceptores: La fovea en si misma representa un arco de unos 0.3 grados. Es una zona de configuración elíptica con un diámetro horizontal de 100 µm que contiene más de 2.000 conos estrechamente agrupados cuyos centros están separados aproximadamente 2 µm. Los conos tienen un diámetro de alrededor de 1.5 µm (una dimensión comparable a 3 longitudes de onda de luz verde) y se encuentran separados entre sí aproximadamente 0.5 µm por tanto los detalles finos de la imagen retiniana ocupan una zona elíptica de una anchura máxima de solo alrededor de 0.1 mm.

En un hipotético ojo emétrope, el análisis de los límites de difracción de la resolución debe considerar el tamaño anatómico de los fotorreceptores y de la pupila. Un punto de un objeto queda enfocado en la retina en forma de un disco de *Airy* debido a la difracción. El tamaño angular del disco de *Airy* se determina mediante la siguiente fórmula:

$$\text{Tamaño angular} = \frac{1.22 (\text{longitud de onda})}{\text{diámetro de la pupila}}$$

Si el diámetro de la pupila es de 2.4 mm (equilibrio óptimo entre la difracción y la aberración esférica del ojo humano) y la longitud de onda es de 0.00056 (amarillo/verde)

$$\text{Tamaño angular} = \frac{1.22 (0.00056)}{2.4} = 0.0003 = \text{tangente de 1 minuto de arco}$$

\*Un minuto de arco es el espacio que existe entre las barras de un símbolo 20/20.

Desde este ángulo de 1 minuto, el tamaño real del disco de *Airy* se puede calcular cuando se conoce la distancia desde el punto nodal hasta la retina. La distancia óptima depende del diámetro de los fotorreceptores. Dado que estos actúan como guías para la luz, el límite teórico es de 1-2  $\mu\text{m}$ . Para obtener la máxima información visual disponible, Kirschfield calculó que para detectar el disco de *Airy* eran necesarios más de 5 receptores, si se acepta que cada cono de la fovea tiene un diámetro de 1.5  $\mu\text{m}$  y que entre los receptores existe un espacio óptimo de 0.5  $\mu\text{m}$ . (Adler)<sup>1</sup>

- Variación biológica.

3.2.-La ambliopía refractiva: los niños mayores de 8 años difícilmente recuperan su ambliopía. Si un ojo ha estado viendo 20/20 durante 20 años, ¿por qué tendría que aumentar la visión a 30/20?

#### PÉRDIDA DE CALIDAD VISUAL CON LA EDAD

Hay un aumento de las aberraciones con la edad por una pérdida progresiva del efecto compensador establecido entre las aberraciones del cristalino y las aberraciones de la córnea por cambios morfológicos en el cristalino; en su radio de curvatura, en el grosor y en el índice de refracción. El resultado de todos estos cambios es un aumento en las aberraciones, particularmente en la aberración esférica que tiende a ser positiva. Mientras la aberración esférica de la córnea permanece constante la del cristalino cambia de negativa a positiva. (Guirao A, 1990)<sup>21</sup> (Artal P F. M., 1993)<sup>22</sup> (Guillermo M Perez, 2009)<sup>23</sup>

El sistema visual está adaptado a cierta cantidad de aberraciones lo que puede explicar un impacto menor de lo esperado en la agudeza visual al corregir las aberraciones “normales”

- Aberraciones monocromáticas; aumentan la profundidad de foco y pueden contribuir al mecanismo de la acomodación (Fernández EJ, 2005)<sup>24</sup>. También disminuyen el efecto deletéreo de la aberración cromática longitudinal en la luz blanca (Mc Lellan, 2006)<sup>25</sup>. Las aberraciones normales pueden mejorar la función visual.
- Scattering intraocular; aumenta con la edad. Esto se ha demostrado con varios estudios:
  - Subjetivos: (Ispeert, 1990)<sup>26</sup>
  - Objetivos: (Liang, 1994)<sup>27</sup>

El *scattering* afecta a la calidad visual y particularmente a la sensibilidad al contraste (Westheimer and Liang, 1995)<sup>28</sup>. Evalúan en un ojo artificial como el contraste de la imagen se ve afectado por la adición de pequeñas cantidades de aberración esférica en presencia de *scattering*:

- Sin *scatter*; el añadir pequeñas cantidades de aberración esférica (0.15  $\mu\text{m}$ , que es un valor normal en ancianos) se reduce la sensibilidad al

contraste (Artal P, 2002)<sup>29</sup> en un 30%. En el mismo sujeto y con la misma aberración esférica, la sensibilidad al contraste no se ve afectada si hay scatter.

- Con *scatter*; el contraste de la imagen mejora con la adición de pequeñas cantidades de aberración esférica y en combinación con el desenfoque

Por tanto, la combinación de *scatter* y aberración esférica minimiza el efecto deletéreo de cada una por separado en el contraste de la imagen.

El equilibrio entre sensibilidad al contraste y dispersión de la luz es más importante conforme ambos van aumentando con la edad. De la misma manera que con la edad el tamaño de la pupila se reduce, disminuyendo el impacto de la aberración esférica en el contraste de la imagen. El acoplamiento entre la aberración esférica y el *scattering* puede ser visto como otro mecanismo de compensación en lo ancianos para mantener el contraste de la imagen.

#### VARIACION DE LA CALIDAD VISUAL CON LA ACOMODACION

Sabemos que la calidad visual de la imagen que se forma en la retina es diferente según en qué zona se forma (Lopez-Gil N, 1998)<sup>30</sup>. La calidad visual periférica no es la misma que la de la fovea, hay menor densidad de células nerviosas, con lo que la resolución de la sensibilidad al contraste en la periferia no se afecta por la mejora en la calidad visual. Sin embargo la visión periférica es importante para la discriminación y la orientación e incluso se ha postulado que la calidad de la imagen de la retina periférica influye en el crecimiento del ojo. En un trabajo de Lundström (Lundström L, 2009)<sup>31</sup> midieron la calidad óptica con una aberrómetro Hartmann-Shack en los meridianos vertical (20 grados) y horizontal (40 grados) en ojos miopes y en ojos emétopes en dos estados diferentes de acomodación; con la diana a 2 metros de distancia (0.5D) y con la diana a 25 cm (4.0 D). Se objetivó que los emétopes son más miopes en la retina temporal. No se vieron diferencias entre emétopes y miopes en el meridiano vertical.

En cuanto a los cambios con la acomodación, se objetivó que los ojos emétopes tienen un desenfoque relativo periférico (DRP), el error medio del equivalente esférico en los ángulos fuera del eje visual en relación con los valores de las medidas tomadas en el eje visual miópico. Mientras que los ojos miopes tienen un DRP hipermetrópico mínimo e incluso algunos no lo tienen como cabría esperar (Walker, 2002)<sup>32</sup>

El astigmatismo y aberraciones de alto orden aumentan a medida que nos alejamos del eje visual, la aberración esférica disminuye hacia valores negativos con la acomodación y que el desenfoque relativo periférico es más miope en ojos emétopes que en ojos miopes (Charman, 2005)<sup>33</sup>.

## SISTEMA DE DOBLE PASO

### ¿CÓMO SE MIDE LA CALIDAD VISUAL?

Se han desarrollado múltiples sistemas para medir la calidad visual pero todos ellos presentan el inconveniente de medir sólo una parte de la óptica visual como por ejemplo la refracción ocular que permite medir el desenfoque y el astigmatismo que son las principales aberraciones que afectan al sistema óptico pero hay otras muchas, más complejas que también influyen en la calidad óptica del sistema ocular.

Hasta ahora los métodos más utilizados consistían en medir las aberraciones ópticas corneales y totales en gente sana, en pacientes intervenidos de cirugía refractiva y en pacientes con otras patologías oculares y estimar a partir de estas medidas cómo ve el paciente. Estas técnicas reconstruyen el frente de onda ocular utilizando diferentes técnicas como el “*ray-tracing*” o el sensor de Hartmann-Shack.

Si bien estos métodos (medición de aberraciones) dan información acerca de la calidad óptica del ojo, la técnica de doble paso es la única que permite obtener información de todas las aberraciones del ojo, incluyendo las de muy alto orden y de la luz difundida por los medios intraoculares en la retina o *scattering*.

Fig. 1: Esquema de un sistema de doble paso.

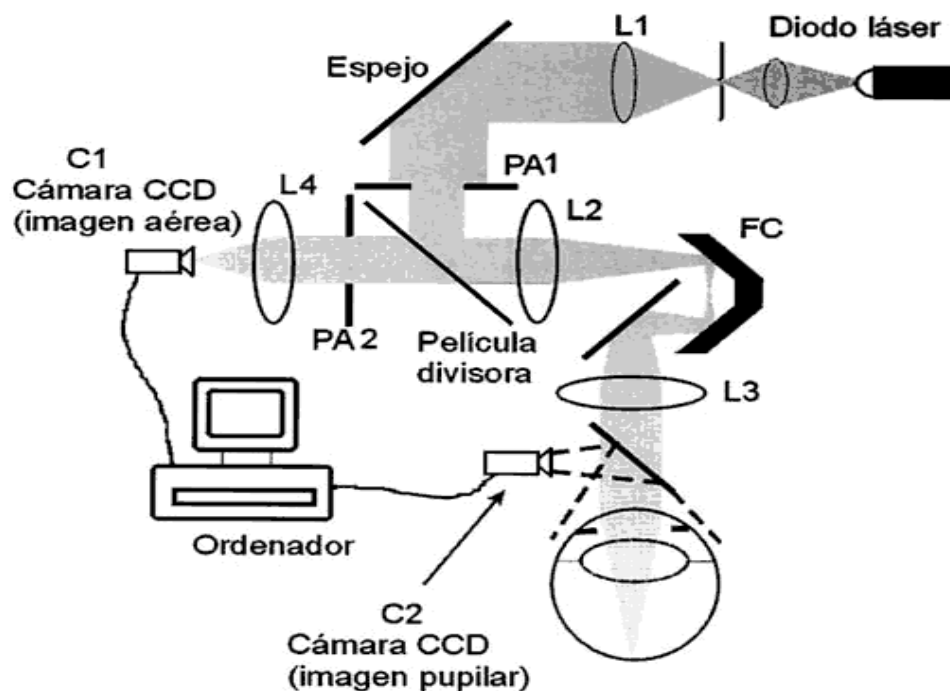


Fig. 7.20.- Esquema del funcionamiento del OQAS®

El primer paso consiste en proyectar un objeto luminoso en la retina. Dicho objeto luminoso se obtiene a partir de un diodo láser de 780 nm de longitud de onda. El haz es espacialmente filtrado y colimado por la lente L1 de 100 mm de focal.

La pupila de entrada (PA1) que limita el área del haz de entrada, tiene un diámetro fijo de 2 mm y es conjugada con el plano pupilar del ojo. La pupila de salida (PA2) no tiene un diámetro fijo y consiste en un diafragma que va de 2 a 7 mm.

Después de que el haz se refleje en una película divisoria, es transmitido por las lentes L2 y L3 de 100 nm, que conforman un sistema Badal.

A través del cabezal móvil (FC), al cual se hallan solidarios dos espejos, se produce la corrección de la refracción esférica del ojo a medir. Esto se consigue por medio de la modificación de la longitud del camino óptico entre las lentes L2 y L3.

La ecuación expresa el cambio de potencia introducido por el sistema Badal mencionado en función de la distancia de separación de las lentes.

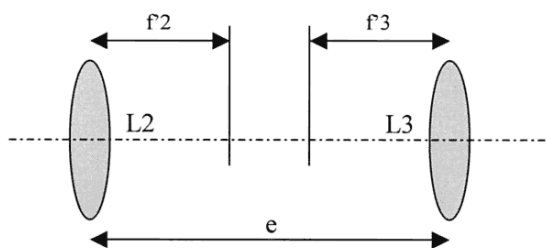


Fig. 7.21.- Sistema Badal

$$P = \frac{f'2 + f'3 - e}{f'2 \times f'3}$$

P es la potencia resultante

f'2 es la focal de la lente L2

f'3 es la focal de la lente L3

e es la distancia de separación entre las lentes

Cuando la distancia (e) es igual a la suma de las distancias focales f'1 y f'2 el sistema es *afocal* y no introduce ninguna corrección. Esta configuración se usa para ojos emétopes.

Cuando la distancia de separación es superior a la suma de las focales de las lentes, el sistema tiene potencia negativa pero es convergente con lo cual se corrigen ojos hipermétropes durante la medición.

Cuando la distancia e es inferior a la suma de las focales el sistema es positivo y divergente con lo cual se corrigen miopías.

El segundo paso es el que determina la luz en su trayectoria desde la retina hasta la cámara CCD que tiene un tamaño de pixel de 8,4µm (imagen área o de doble paso). Este camino se inicia con la luz que se refleja en la retina que puede considerarse como un nuevo objeto emisor.



La luz reflejada pasa a través de la óptica ocular y del sistema Badal hasta llegar al divisor de haz donde el 50% se pierde. El 50% restante que se transmite, sigue su camino hasta la segunda pupila artificial (PA2) que también se halla conjugada con el plano pupilar del ojo y actúa como la pupila de salida efectiva cuando la pupila natural del ojo posee un diámetro mayor a esta.

Esta imagen es enfocada por medio de un objetivo de 100 nm de focal sobre un sensor CCD que integra la luz proveniente de la retina en tiempos de exposición determinados. La retina y el plano CCD son conjugados y el campo de observación es de aproximadamente 150 minutos de arco.

Las medidas se pueden realizar con diferentes diámetros pupilares de salida; la PA1 actúa como pupila de entrada y PA2 como pupila de salida. En la configuración convencional, el primer y segundo paso son equivalentes porque los tamaños de la pupila de entrada y el de salida son iguales y por tanto las imágenes son siempre simétricas.

Si utilizamos una apertura más pequeña que la entrada del haz, la imagen de doble paso mantiene la asimetría presente en la imagen retiniana y podemos obtener la función de respuesta al estímulo (PSF o *Point-Spread Function*) y la MTF.

La MTF (*Modulation Transfer Function*) es una función que nos da información sobre la pérdida de contraste debido a las imperfecciones de la óptica ocular para estímulos cuya luminancia varía sinusoidalmente a distintas frecuencias espaciales, en función de dicha frecuencia.

Esta función se halla normalizada a la unidad para el valor de frecuencia 0. A medida que la frecuencia óptica aumenta, la respuesta ocular disminuye, hasta un punto de frecuencia a la cual el ojo no tiene respuesta. Es decir, hemos alcanzado la frecuencia de corte y el ojo no es capaz de diferenciar dos líneas que se encuentran separadas un ángulo (que es la inversa de dicha frecuencia).

En términos visuales se puede definir como la capacidad que tiene un paciente de discriminar los detalles de una imagen sin tener en cuenta el proceso neurológico posterior a la formación de la imagen en la retina. A partir de la MTF se determina la agudeza visual y la sensibilidad al contraste impuesta por los medios oculares.

Los ingenieros ópticos también utilizan la MTF para evaluar los sistemas ópticos, lo denominan función de transferencia de modulación (FTM o MTF) y es similar a las pruebas de sensibilidad al contraste. La FTM es el cociente entre el contraste de la imagen y el contraste del objeto en función de la frecuencia espacial, en donde el objeto es un gráfico de barras o una rejilla sinusoidal. En una gráfica de FTM el eje vertical se refiere a la sensibilidad al contraste debido a que representa el cociente de la imagen respecto del contraste del objeto, su valor disminuye de 1 a 0 (Adler)<sup>1</sup>

La MTF ocular se calcula como la raíz cuadrada de la transformada de Fourier de la imagen aérea retiniana, en el caso de pupilas de entrada y de salida iguales. En este caso la OTF

(Optical Transfer Function) se pierde.

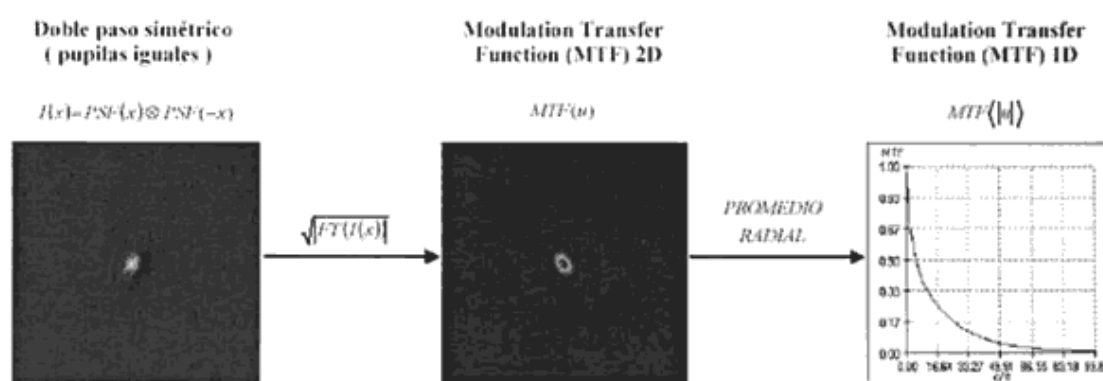


Fig. 7.22.- Cálculo de la MTF mediante el doble paso

Para el caso de pupilas de entrada y de salida diferentes, y sobre todo cuando una de las pupilas es lo suficientemente pequeña como para considerar el primer paso limitado por la difracción, se puede medir la OTF hasta la frecuencia de corte del sistema, incluida la fase, dividiendo la transformada de Fourier de la imagen de doble paso por la MTF limitada por la difracción.

Valores normales según el fabricante:

OSI < 0.5 para ojos normales y entre 1.5 y 4 para cataratas leves a moderadas.

MTF: se mide en ciclos por grado (cpd) y el valor de corte no está claramente establecido. En un estudio de Alain Saad (Alain Saab, 2010)<sup>34</sup> se valoró la validez (proximidad entre la media de las medidas y el valor real de cada medida) y la precisión (habilidad para repetir sus propios resultados) del OQAS. Se estudiaron 42 ojos sanos y los valores medios fueron los siguientes.

Parámetro	Control < 30 años	Control > 40 años	Post-cirugía refractiva	Cataratas
Valores medios				
OSI	0.47 ± 0.11	1.73 ± 0.26	1.34 ± 0.16	6.15 ± 0.50
MTF (cpd)	39.44 ± 3.93	26.07 ± 3.89	23.34 ± 2.84	13.3 ± 1.69
Strehl ratio	0.234 ± 0.023	0.146 ± 0.021	0.169 ± 0.023	0.098 ± 0.010
Límite de reproductibilidad (%)				
OSI	0.26 (56.1)	0.63 (36.5)	0.4 (29.7)	1.28 (20.9)
MTF	9.54 (24.2)	9.62 (36.9)	6.79 (24.0)	5.11 (38.4)
Strehl ratio	0.053 (22.6)	0.053 (22.6)	0.059 (34.8)	0.030 (30.6)

Figura 7.23.- Tabla de valores de la normalidad

## COMPARACION DE LA TECNICA DE DOBLE PASO VS HARTMANN-SHACK EN LA MEDIDA DE LA IMAGEN RETINIANA

Las 2 causas fundamentales de pérdida de visión son la refracción no corregida y las opacidades de los medios que causan dispersión de la luz. Los aberrómetros miden las aberraciones ópticas de bajo y alto orden pero no miden la pérdida de transparencia. Por ello la estimación de la calidad óptica obtenida por estos aberrómetros es válida solo cuando la transparencia no está alterada. Otra limitación de estos sistemas es su baja reproductibilidad. El OQAS es el único instrumento que permite una medida directa y objetiva del efecto de las aberraciones y de la pérdida de la transparencia en la claridad óptica. El sistema de doble paso hace estas medidas analizando la imagen de la retina de una fuente luminosa (un haz de luz infrarroja). Esta imagen retiniana se corresponde con el PSF (Point Spread Function)

Las aplicaciones clínicas del sistema de doble paso son numerosas. El sistema puede usarse en todas las situaciones clínicas en las que es importante cuantificar la reducción de la calidad óptica del ojo causada por un aumento de las aberraciones de alto orden y por la reducción de la transparencia de los medios oculares. La medida directa de la dispersión de la luz es potencialmente relevante porque demuestra de forma objetiva el efecto de las opacidades sobre en la retina.

Es posible confirmar que pequeñas opacidades son responsables de síntomas oculares de pacientes fáquicos. Igualmente el papel de las opacidades de la capsula posterior en la pérdida de visión en pseudofáquicos puede ser confirmada por el deterioro del PSF. Muchos estudios han concluido que los aberrómetros Hartmann-Shack pueden sobrestimar la calidad de la imagen en ojos afectados de cataratas o con lentes multifocales difractivas donde tienen mucha dispersión de luz. (Fernando Diaz-Douton, April 2006)<sup>35</sup>

La técnica de doble paso se inventó para estimar la imagen retiniana hace medio siglo

Los analizadores de imagen tipo Wave-Front dan mucha información acerca de la calidad óptica de un sistema óptico, si bien sobreestiman la calidad de la imagen retiniana cuando hay aberraciones de alto orden o una gran dispersión de la luz y tienen limitaciones por la disposición de las microlentes.

Se hizo un estudio en el que se comparaban medidas con el instrumento de doble paso (DP) y con un aberrómetro Hartmann- Shack o de frente de onda, entre sujetos ancianos con principio de cataratas, pseudofáquicos y operados de refractiva mediante LASIK con un grupo control de sujetos jóvenes sanos. Se utilizó la MTF como referencia para la comparación de la imagen retiniana obtenida por ambos métodos porque representa la pérdida de la sensibilidad al contraste producida por la óptica del ojo.

En la Figura 7.24 se esquematiza cómo se obtiene la MTF con ambos métodos y se compara en una gráfica de frecuencia espacial.

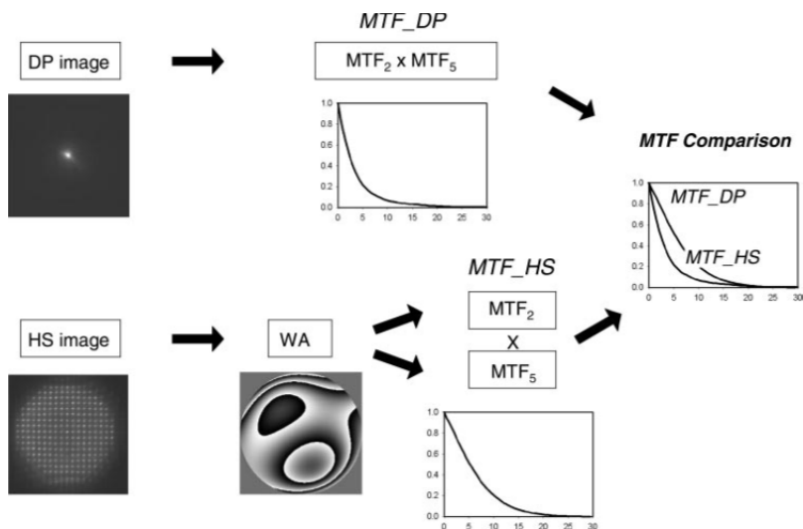


Fig. 7.24.- Representación de la MTF con el sistema de doble paso y con el H-S

MTF 2 y MTF 5 son las medidas obtenidas con pupilas de 2 y de 5 mm respectivamente.

La MTF calculada a partir de las medidas de HS proporcionan información sobre las aberraciones (hasta nivel medio dependiendo de la reconstrucción y el área de la microlente) y la MTF calculada con el instrumento de DP proporciona toda la información que afecta a la calidad de la imagen retiniana incluyendo aberraciones (también las de alto orden) y la difusión de la luz.

Un valor cercano al 0 significa que con ambos métodos obtenemos los mismos resultados, es decir las aberraciones de alto orden y la dispersión de la luz influyen muy poco en la calidad de la imagen y esta se ve afectada por aberraciones de bajo orden (HS informa de aberraciones hasta orden medio y DP aberraciones de alto orden y *scattering*). Un valor positivo significa que la calidad de la imagen obtenida por el sensor HS es mejor que la obtenida con el DP. Esto indica que el ojo tiene un alto componente de aberraciones de alto orden y dispersión de la luz (no medidas con el HS). Si alcanzamos el máximo valor, 1, significa que el ojo presenta una ausencia total de transparencia con lo que el *scattering* es el factor predominante.

En ojos de pacientes jóvenes y sanos los MTF obtenidos con ambos métodos son muy similares Fig.7.25 (1). Sin embargo en pacientes ancianos con principio de cataratas, la medida de las aberraciones era normal pero es la dispersión de la luz la que afecta mucho a la calidad de la imagen retiniana Fig.7.25 (2).

Fig.7.25 (1)

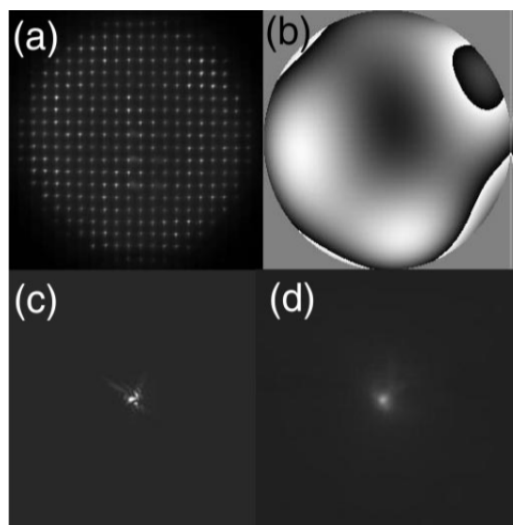
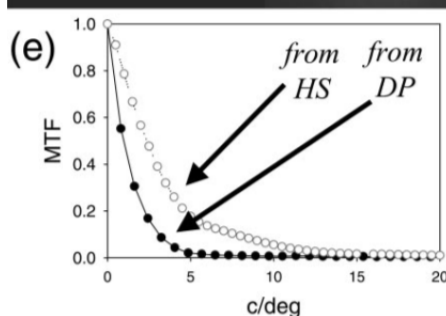
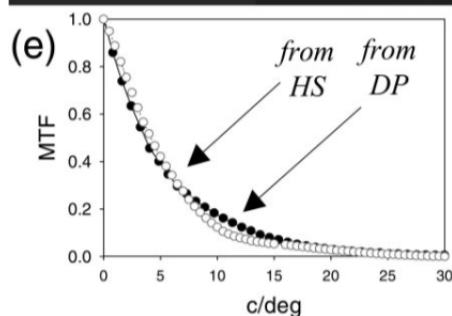
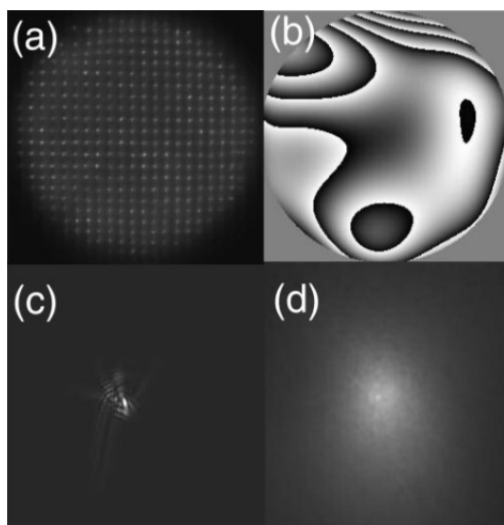


Fig.7.25 (2)



- a) Imagen obtenida mediante HS
- b) Reconstrucción del frente de ondas
- c) La imagen de DP calculada a partir de la imagen de HS
- d) La imagen tomada directamente del sistema de DP
- e) La comparación de las MTFs obtenidas por los distintos métodos

Fig. 7.25.- MTF obtenida en pacientes jóvenes (1) y en ancianos (2) con método de H-S y con el OQAS®

Tener en cuenta que en los sujetos con cataratas incipientes fue posible obtener la imagen de HS y calcular las aberraciones asociadas. En estos sujetos la imagen de doble paso retiniana esta mucho más extendida que la asociada solo a las aberraciones (estimada a partir de la imagen de HS). Además las MTF muestran grandes diferencias entre los dos grupos, la MTF de HS sobreestima la calidad de la imagen retiniana. Esto indica la importante contribución del *scattering* en estos ojos

También se ha comparado en pacientes operados de LASIK en los que la MTF es mayor en el grupo de HS, probablemente debido a un aumento de las aberraciones de alto orden y/o cierto grado de haze y en pseudofáquicos.

En los casos en los que el scattering es mayor de lo normal (cataratas) necesitamos otros instrumentos para medir la calidad de la imagen retiniana aparte de los aberrómetros tipo HS,

esto es importante porque lo que se relaciona con la calidad visual es la calidad de la imagen retiniana y no la cantidad de aberraciones.

Los valores de MTF son menores para pupilas de 5 mm que para pupilas de 2. Esta diferencia indica la relativa importancia del *scattering* comparado con las aberraciones que disminuyen con el tamaño pupilar en ambos grupos (normal y cataratas incipientes). Por tanto la cantidad de luz difundida en las imágenes de DP aumenta más lentamente que las aberraciones con el diámetro pupilar (Pujol J. Benito A. Diaz-Douton F, 2003)<sup>36</sup>

## PARAMETROS ANALIZADOS

En este capítulo vamos a analizar los parámetros de medida de calidad visual obtenidos con el OQAS (OQAS Value a contrastes 100%, 20% y 9%, el strehl ratio y la MTF CUT-OFF) y el OSI o medida de la difusión ocular.

### 1.- OQAS Values 100%, 20% y 9%.

La capacidad visual depende del contraste de la escena presentada. En la práctica clínica se suelen determinar las agudezas visuales para contrastes del optotipo del 100%, 20% y del 9%. Desde el punto de vista meramente óptico, la respuesta en contraste del ojo se corresponde con el producto del contraste de entrada por el valor de la MTF para la frecuencia en cuestión. La frecuencia de corte de la MTF (asociada a un valor de MTF igual a 0) representa la frecuencia para la cual es necesario un contraste de entrada del 100% para que el optotipo pueda ser resuelto por el paciente. En el OQAS se asigna la frecuencia de corte de la MTF a la frecuencia correspondiente a un valor de MTF de 0.01 y no exactamente a un valor de 0. Esto se lleva a cabo puesto que existe cierto ruido de fondo de la cámara CCD1 que hace que no existan puntos de la imagen de doble paso correspondientes a un valor de MTF estrictamente igual a 0. Por ello para un contraste de 20% se obtiene su equivalente al caso de 100% a la frecuencia en que la MTF sea 5 veces mayor, es decir 0.05 (fc 20%). El mismo razonamiento induce a tomar la frecuencia para la que la MTF toma el valor de 0.1 (fc 9%) como referencia para hallar la estimación de agudeza para contraste 9%. A partir de estas frecuencias corte para contrastes 100%, 20% y 9%, y teniendo en cuenta que la agudeza visual se corresponde aproximadamente con una frecuencia de 30c/grado, se normalizan los valores de éstas y tal y como muestran las expresiones siguientes

$$OV\ 100\% = \frac{fc\ 100\%}{30}$$

$$OV\ 20\% = \frac{fc\ 20\%}{30}$$

$$OV\ 9\% = \frac{fc\ 9\%}{30}$$

Donde OV 100%, 20% y 9% se conocen como OQAS Values

Por lo tanto se puede entender estos valores como estimadores de la agudeza visual a distintos contrastes, aunque cabe recordar que los OQAS Values solo están afectados por la calidad óptica ocular. Se puede considerar que dicha aproximación lineal es correcta para frecuencias a partir de los 10 ciclos / grado pero para frecuencias menores, la relación entre el contraste en la retina y el percibido no es lineal. Esto quiere decir que para dichas frecuencias, los factores retinianos y neuronales juegan un papel importante, limitando la sensibilidad del sistema visual y por tanto la aproximación únicamente óptica no es del todo correcta.

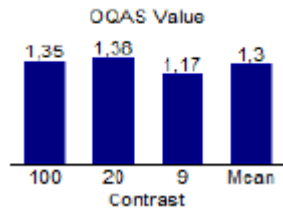


Fig. 7.26.- Representación gráfica de los OQAS Values.

Mediante el producto de circunvolución de la MTF sobre la transformada de Fourier de una imagen de optotipo, el OQAS simula lo que podría ser la percepción del sujeto.



Fig. 7.27.- Simulación de la percepción teniendo en cuenta sólo los aspectos ópticos. A 100%, 20% y 9% de contraste

## 2.- Strehl Ratio

La razón de Strehl es un parámetro ampliamente utilizado para la valoración de la calidad óptica de los sistemas ópticos en general. Se define como el cociente de la intensidad del pico de la imagen formada por un sistema aberrado entre su análogo para el sistema libre de aberraciones.

$$S = \frac{\text{maximo nivel de luz de la PSF CON aberraciones}}{\text{maximo nivel de luz de la PSF SIN aberraciones}}$$

Dado que el efecto de las aberraciones es deformar la PSF y disminuir el máximo de intensidad, la razón de Strehl es siempre menor que o igual a 1. A mayor cantidad de aberraciones, menor valor de ratio y peor calidad óptica en la imagen formada en la retina.

Sin embargo en el campo de la óptica visual, se emplea una definición de la razón de Strehl alternativa, definida como el cociente entre el volumen bajo la MTF de un ojo con aberraciones y el volumen del ojo libre de aberraciones solamente limitado por difracción (Thibos 1999)<sup>37</sup>

Por su parte el OQAS proporciona el cociente entre el área bajo la MTF de un ojo con aberraciones y el área del ojo libre de aberraciones solamente limitado por la difracción.

## 3.- MTF cut-off

Como su nombre indica, es donde la curva de la MTF del sistema óptico se corta o se hace mínimo. Por tanto se, puede relacionar con la mínima frecuencia discernible de una red



sinusoidal con un 100% de contraste. Para ello se establece un criterio para determinar la frecuencia de corte óptica, a partir de la cual sea posible afirmar que el ojo no puede discernir detalles de tamaño más reducido. Se toma como referencia la frecuencia a la que la función de la MTF se anula. Tal y como se ha avanzado, para evitar la influencia de posible ruido debido a la CCD y al proceso de cálculo a partir de las imágenes de doble paso, en lugar de un valor 0 de MTF, se escoge un valor 0.01 como corte.

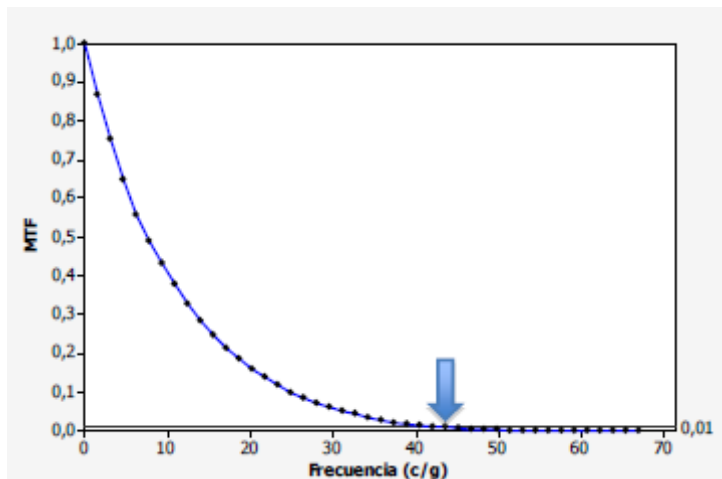


Fig.7.28- Representación de la frecuencia de corte de la MTF (MTF con Cut-off en 43.5 c/g)

Se puede considerar que una frecuencia de corte de 30 c/grado se corresponde con una medida subjetiva de la AV igual a la unidad, aunque cabe recordar que en la MTF no se tienen en cuenta factores retinianos y sobre todo neuronales, los cuales pueden presentar una gran variabilidad entre sujetos por lo que ambas medidas no son del todo equivalentes.

#### 4.- Difusión intraocular (OSI Objectiv Scatter Index)

El fenómeno de la difusión intraocular (scattering) puede llegar a degradar severamente la imagen en la retina, reduciendo el contraste de esta. Su importancia aumenta en los casos en los que los medios oculares pierden su transparencia. En el cristalino, esto es debido a un cambio en la distribución espacial de las proteínas en las células fibrosas, pudiendo desembocar en una catarata. En los humores, la presencia de cuerpos flotantes también puede causar un efecto de difusión de la luz cuando ésta incide en ellos.

El OQAS proporciona una estimación de la difusión intraocular a partir de la medida de la distribución de energía de la imagen de doble paso en zonas fuera de la región central de la imagen de doble paso. Concretamente, el OSI se calcula como la razón entre la cantidad de luz comprendida dentro de un área anular de entre 12 y 20 minutos de arco y la correspondiente a un área circular de 1 minuto de arco alrededor del pico central.

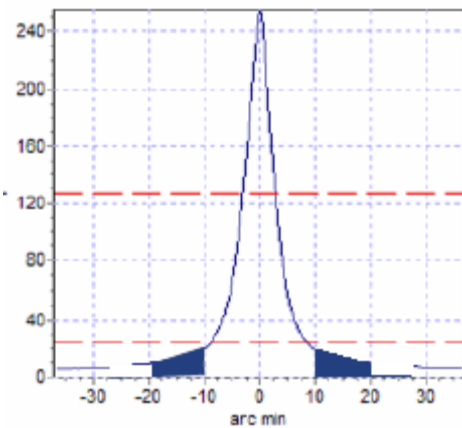


Fig. 7.29.- Perfil de la imagen. En azul, la región evaluada para cuantificar el parámetro OSI.

#### VALORES DE NORMALIDAD DE CALIDAD OPTICA.

Estos valores se han obtenido a partir de un análisis de 181 ojos por el grupo de trabajo del departamento de óptica y optometría de la Universidad Politécnica de Cataluña (Juan A. Martínez Roda)<sup>38</sup>

##### 1.- OQAS Values

Los valores de normalidad medios ( $\pm$  desviaciones estándar) obtenidos para los parámetros de OQAS Value asociados a los diferentes contrastes son;

- OV 100%  $1.48 \pm 0.24$
- OV 20%  $1.58 \pm 0.32$
- OV 9%  $1.64 \pm 0.39$

Obteniendo como límite inferior de probabilidad de normalidad clínica;

- OV 100% 1.01
- OV 20% 0.95
- OV 9% 0.88

El límite superior del rango según el criterio de normalidad no tiene significancia clínica. El rango real muestra la gran variabilidad entre individuos sobre todo cuanto menor es el contraste

##### 2.- Sthrel ratio:

Para la razón de Sthrel que da cuenta de la pérdida de contraste del sistema óptico respecto a un sistema ideal, los valores obtenidos son de  $0.27 \pm 0.06$  con un rango entre 0.15 y 0.42 y un valor inferior de normalidad de 0.15. En este caso la variabilidad entre individuos también es grande

##### 3.- MTF Cut-off:

Es la máxima frecuencia que es capaz de captar el sistema óptico con máximo contraste y, por lo tanto está directamente relacionada con el OQAS Value 100%. La agudeza visual de la

unidad se corresponde aproximadamente con una frecuencia de corte de 30c/g. este valor es parecido al valor mínimo obtenido de normalidad de 30.54 para esta variable

#### 4.- Valores de normalidad para la difusión intraocular

La evaluación de la dispersión ocular se realiza a través del parámetro OSI. Este parámetro cuantifica la luz dispersada por el sistema óptico del ojo, por motivo de opacidades o cambios de índice de refracción. Un OSI más elevado se correlaciona con una mayor difusión, por lo que en este caso el límite superior de la normalidad es el que tiene significancia clínica, a diferencia del resto de variables de calidad óptica analizadas hasta este momento, siendo este de 0.75 (media de 0.38)

### Test de calidad visual con relación a la lágrima.

La lágrima es la superficie óptica más anterior del ojo. La diferencia en el índice de refracción entre esta capa y el aire hace que esta superficie tenga el mayor poder óptico de todo el dioptrio ocular. Si el grosor de la superficie lagrimal es uniforme, la combinación lágrima-córnea tiene el mismo poder que la córnea aislada lo que conduce a la creencia común de que la lágrima tiene muy poco impacto óptico. Sin embargo, esta conclusión solo es cierta si la lágrima permanece con un grosor constante.

Cualquier cambio local en el grosor de la lágrima dará como resultado una irregularidad en la interfase aire-lágrima introduciendo aberraciones en el sistema óptico. Las rupturas completas de la película lagrimal producen alteraciones en el epitelio corneal por exposición del mismo, lo que aumenta la dispersión de la luz. Las aberraciones y la dispersión de gradiente afectan la calidad de la imagen retiniana. Por ello es importante mantener una buena película lagrimal para alcanzar una alta calidad en las imágenes retinianas.

Hay varios estudios que miden la calidad óptica en portadores de lentes de contacto:

Albarran midió el PSF antes y después de la ruptura de la lágrima en 7 casos y observó una importante reducción de la calidad de la imagen con y sin lentes de contacto blandas, aunque la reducción fue mucho mayor cuando llevaban las lentillas blandas (Albarran C, 1997)<sup>39</sup>.

Timberlake (Timberlake GT, 1992)<sup>40</sup> midió la agudeza visual para letras de bajo contraste durante largos periodos sin parpadear y encontró una pérdida significativa de visión en pacientes que llevaban lentes de contacto blandas pero no en portadores de lentes de contacto rígidas. Recientemente Thibos y colaboradores demostraron que las aberraciones ópticas y el "scattering" aumentaban después de periodos prolongados sin parpadear (Thibos LN, 1999)<sup>37</sup> (Thibos LN H. X., 1999(4))<sup>41</sup>.

También se ha estudiado la calidad de las imágenes en pacientes no portadores de lentillas pero con otras patologías. Por ejemplo, Lee y Tseng encontraron que el 8% de los pacientes con ojo seco y entre el 42 y el 80% de los Sjögren primarios, refieren visión borrosa fluctuante (Lee SH, 1997).<sup>42</sup>

El ojo seco es una enfermedad multifactorial que afecta a la secreción de la lágrima y a la superficie ocular. Como sabemos la lágrima está compuesta de 3 elementos fundamentales: Moco, producido por las glándulas mucinosas de la conjuntiva. Grasa, producida por las glándulas de Meibomio y el 90% de la lágrima está compuesta por agua, producida por la glándula lagrimal principal.

Cualquier enfermedad que afecte a cualquiera de estas capas, producirá una alteración en la composición de la lágrima y por tanto una lágrima de mala calidad con lo que se alterará la superficie ocular dando síntomas de discomfort, inestabilidad de la película lagrimal, aumento de la osmolaridad de la lágrima, inflamación y alteración de la visión por una queratitis punteada.

Con cada parpadeo, la lágrima se distribuye de forma homogénea por la superficie ocular, el tiempo que la lágrima permanece en la cornea viene a estar en torno a los 4 segundos, a partir de ese momento la lágrima empieza a fragmentarse y aparecen espacios “secos”. Entre los 4 y los 5 segundos aparece el disconfort, y si la situación se prolonga aparece la queratitis punctata y alteraciones visuales.

Con el OQAS podemos valorar la calidad de la visión en función del estado de la lágrima.

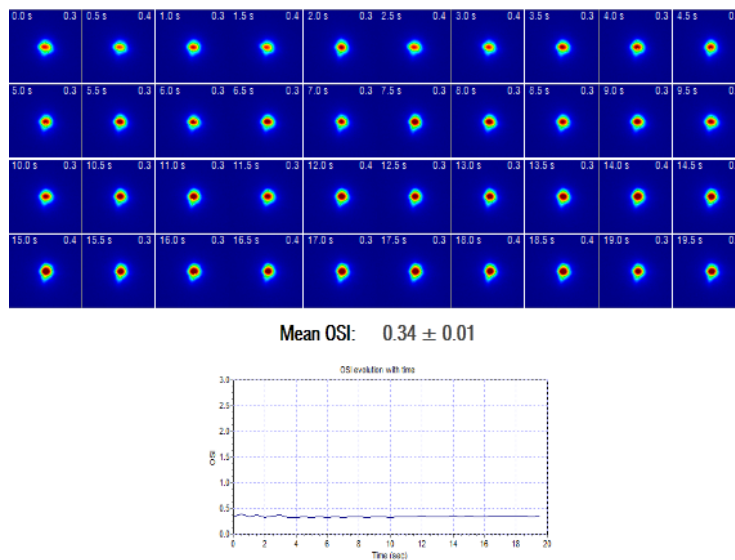


Fig. 7.30.- Examen de la calidad de la lágrima normal

En pacientes con alteraciones de la película lagrimal el índice de dispersión aumenta y también la desviación estándar. Se puede apreciar cómo se modifica el OSI con cada parpadeo y valorar si mejora o permanece igual. Esto es particularmente importante cuando implantamos lentes multifocales,

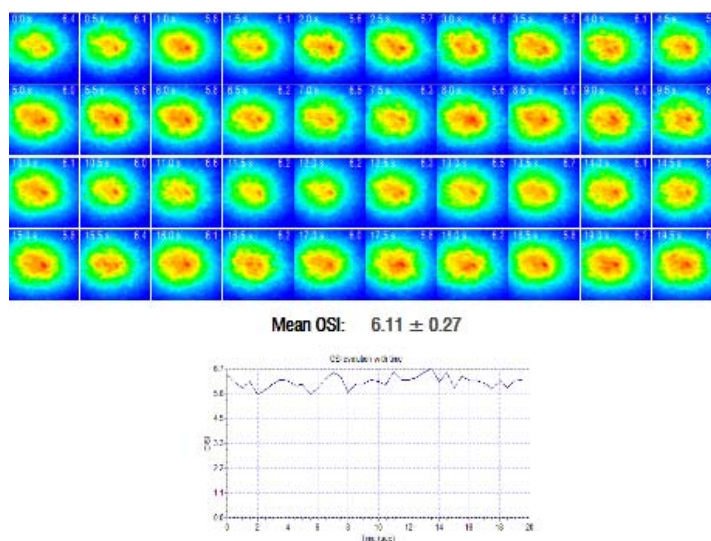
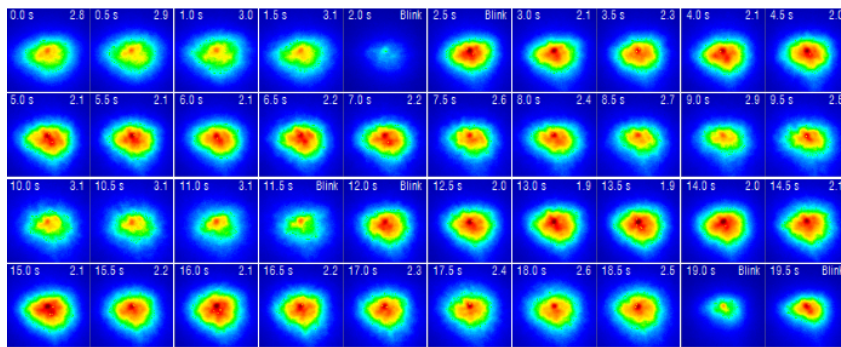


Fig. 7.31.- Examen de un ojo seco.



Mean OSI:  $2.40 \pm 0.39$

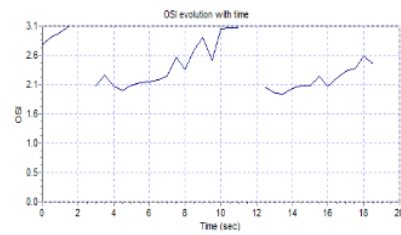


Fig. 7.32.- Mejora de la calidad visual con el parpadeo.

Los pacientes con ojo seco tiene un OSI 4 veces mayor que los normales y la estabilidad del valor del OSI con el tiempo es menor en el ojo seco. También se ha observado que existe un relación entre el tiempo de ruptura lagrimal y el valor del OSI, de tal forma que a menor BUT, mayor OSI y por tanto más patológico.

### OQAS™ (Optical Quality Analyser System)

El OQAS™ ha sido desarrollado por Visiometrics S.L y es un aparato que sirve para medir de forma objetiva la calidad óptica del ojo

Se basa en un diseño asimétrico del sistema de doble paso lo que garantiza que la imagen registrada contiene toda la información acerca de la óptica del ojo (recordemos que cuando las pupilas de entrada y de salida son iguales podemos calcular la MTF (*Modulation Transfer Function*) como la raíz cuadrada de la transformada de Fourier de la imagen aérea retiniana pero no la OTF (*Optical Transfer Function*) que si se puede calcular cuando las pupilas son diferentes)



Fig. 7.33.- Imagen del OQAS®

La medida requiere que el ojo este centrado y que se conozca la refracción con un error de  $\pm 2$  dioptrías. Cuando el ojo está en la posición correcta lo primero que hace es determinar el diámetro pupilar y seguidamente la refracción del paciente

Una vez obtenidas las medidas, el aparato nos muestra la imagen de doble paso en dos o tres dimensiones. En este último caso la altura de la imagen representa la intensidad. El patrón de colores corresponde con los niveles de la intensidad medida.

### MEDIDAS

1.- REFRACCION OBJETIVA: Busca el mejor enfoque mediante un barrido de medidas para diferentes correcciones de refracción esférica y con este valor de refracción óptima se realizan el resto de medidas.

2.- MTF: a partir de la cual se determina la agudeza visual y la sensibilidad al contraste determinadas por los medios oculares. Esta información tiene un resultado similar a la carta de Snellen con la salvedad de que la información obtenida de la MTF viene determinada exclusivamente por las limitaciones impuestas por las restricciones oculares mientras que en los casos subjetivos (E de Snellen) intervienen en gran medida aspectos del procesamiento neuronal.

### 3.- OSI: Objective Scattering Index

4.- MEDIDA DE LA ACOMODACION: Se obtiene mediante medidas sucesivas de doble paso. Dichas mediciones se realizan al mismo tiempo que se va aumentando progresivamente la divergencia del haz del sistema Badal, lo que equivale ópticamente a un acercamiento del objeto hacia el ojo del paciente

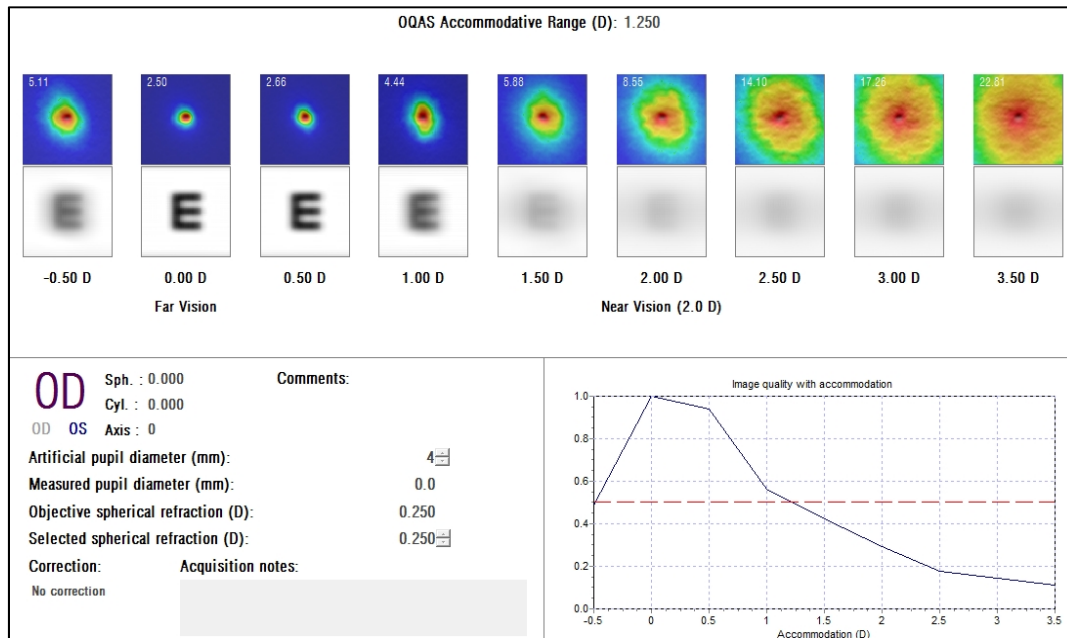


Fig. 7.34.- Pantalla del examen de la acomodación

Representación de la información referente a la acomodación: La imagen de la izquierda corresponde a punto lejano del paciente que en este caso es de 0 Dps por ser un paciente emétrepe. En este caso hasta las +1,25 Dps el ojo es capaz de formar una imagen similar a la del punto lejano gracias al proceso de acomodación. Pero se puede ver que al aumentar una dioptría el ojo no puede seguir acomodando porque se ha alcanzado el límite dinámico y la imagen de doble paso que se registra se halla desenfocada. Al mismo tiempo se representa como se formaría la imagen sobre la retina con la letra E para los diferentes estados de acomodación

### 5.- TEST DE LA LÁGRIMA.

El OQAS tiene un programa que permite evaluar la calidad óptica del sistema en función de la lágrima

La lágrima es muy importante para una buena calidad visual. En un artículo de Liu (2010) se midió la calidad óptica y el deterioro visual cuando se suprime el parpadeo en portadores de lentes de contacto. (Liu H, 2010)



OQAS en la práctica clínica

1.- Obtención de imágenes cualitativas; se puede observar como en un ojo de una persona joven la imagen de doble paso es pequeña y circular (Fig. 7.35), en un ojo con astigmatismo se representa la imagen alargada y orientada en el eje del astigmatismo (Fig. 7.37).

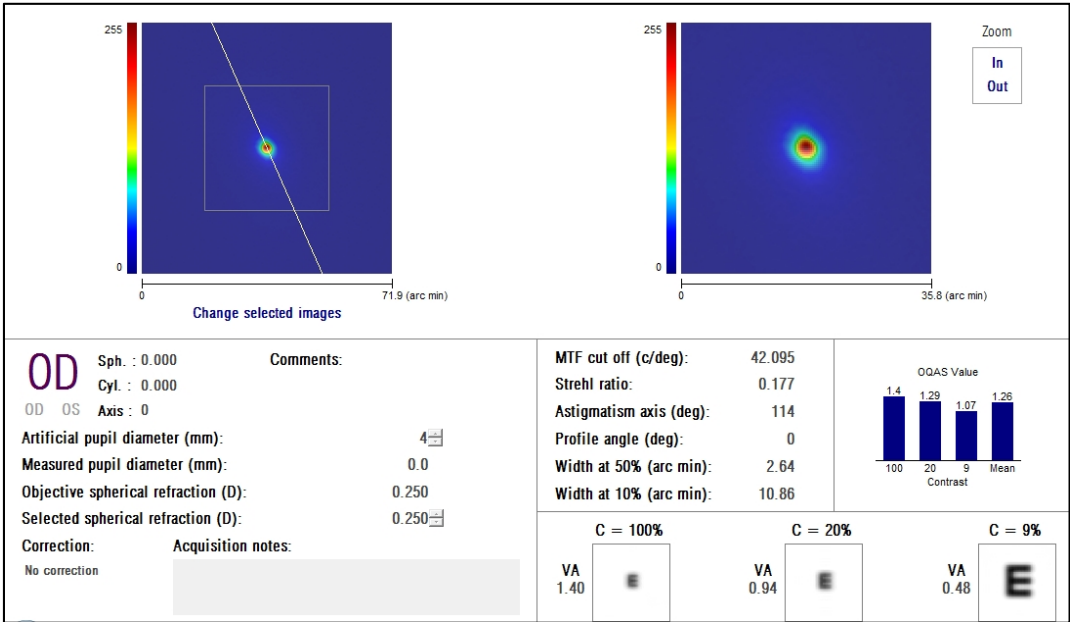


Fig. 7.35.- Examen de un paciente sano. Resultado de la MTF

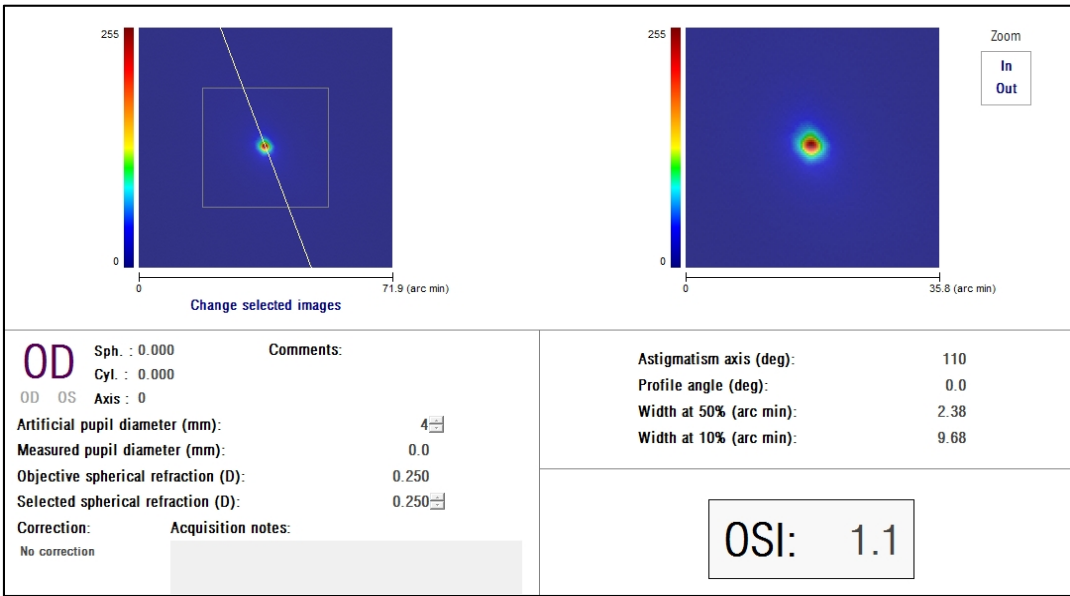


Fig 7.36.- Examen de un paciente sano. Representación del *scattering*

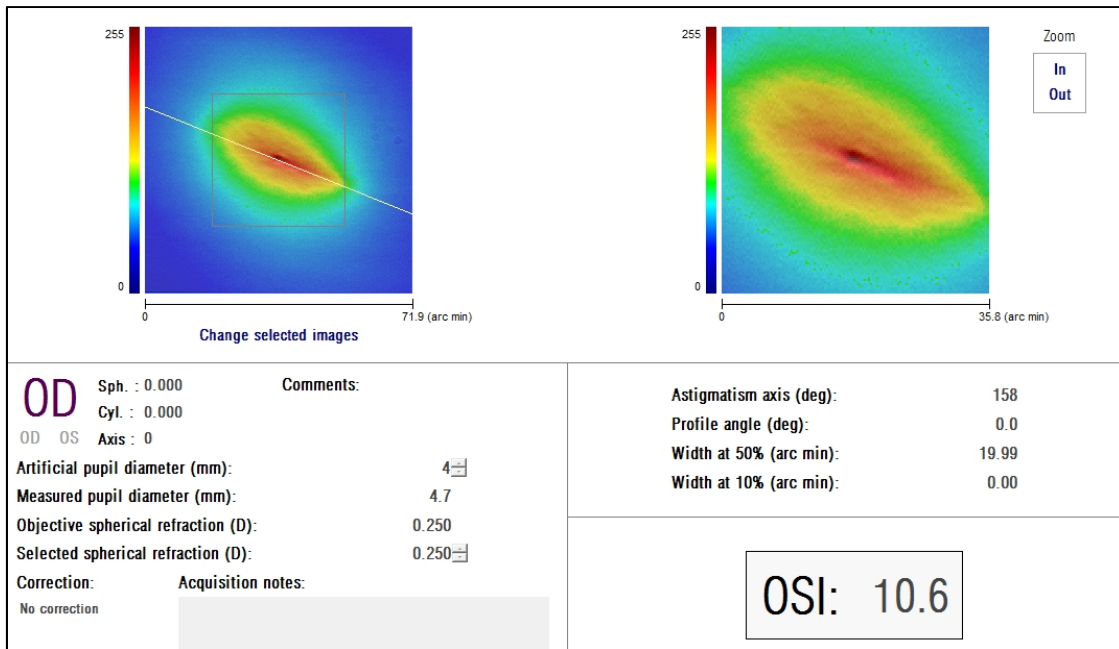


Fig 7.37.- Examen de un paciente con astigmatismo.

2.- Medida objetiva de la amplitud de acomodación, como se ha explicado anteriormente.

3.- Valoración objetiva del grado de opacidad del cristalino: en pacientes con cataratas observamos un aumento del tamaño de la imagen de doble paso por una mayor difusión de la luz debido al comportamiento difusor de las moléculas que opacifican el cristalino. También nos permite hacer una clasificación objetiva del grado de opacificación del cristalino y compararla con la clasificación LOCS III

4.- Comparar medidas pre y post capsulotomía; en determinadas situaciones es muy difícil para el médico valorar cuánto afecta la opacidad de la capsula posterior en la visión del paciente, sobre todo si ésta es muy sutil.

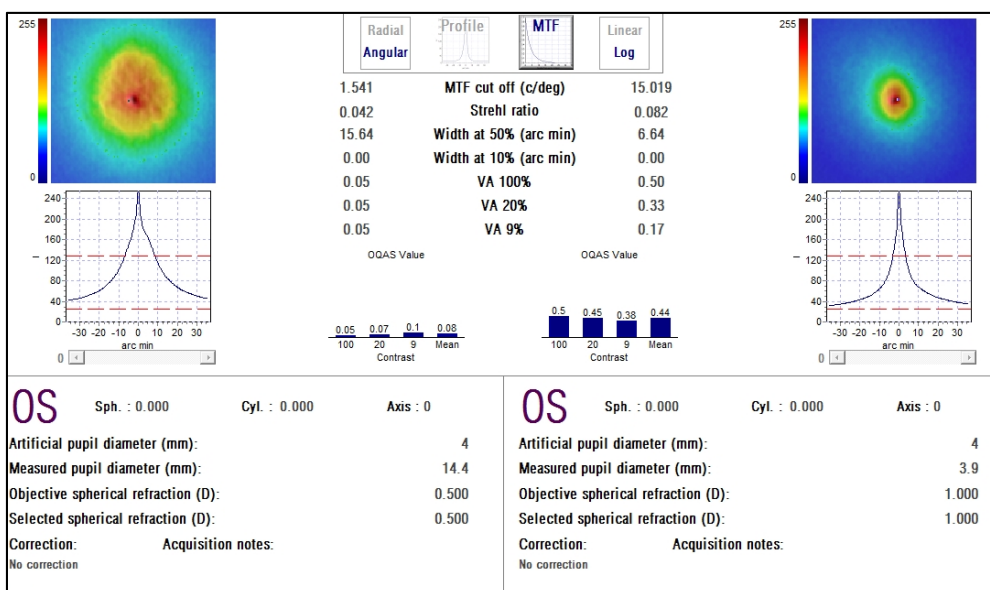


Fig. 7.38.- Comparación de la MTF pre y post capsulotomía

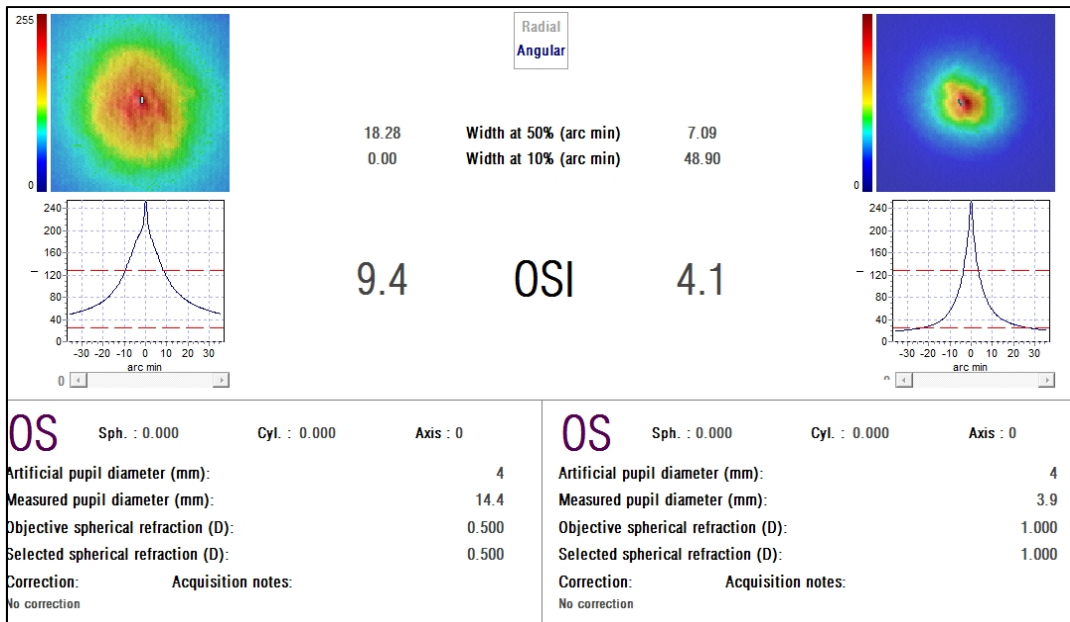


Fig. 7.39.- Comparación del OSI pre y post capsulotomía.

5.- Otras; en casos como los trasplantes endoteliales en donde el resultado anatómico es muy bueno pero la calidad visual es muy mala.

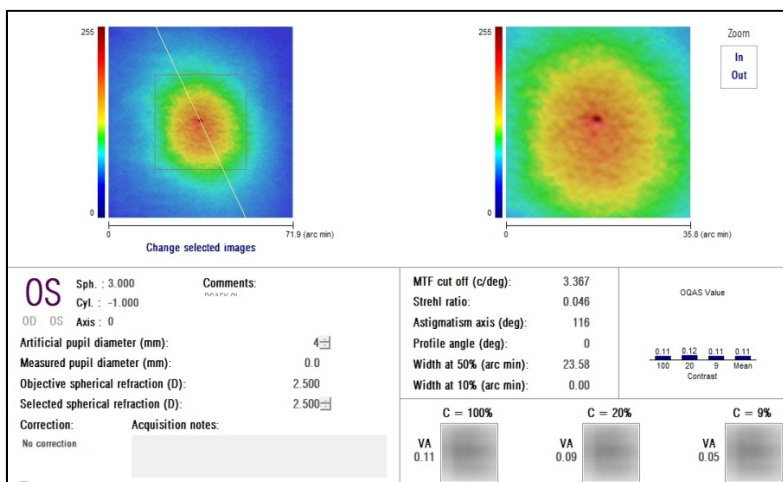
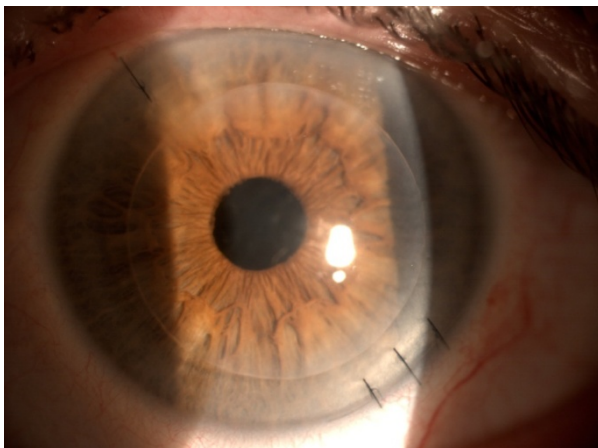


Fig. 7.40.- Foto de polo anterior y examen de OQAS® de DSAEK

O en queratotomías radiales, en las que podemos medir la MTF (sobrestimada por los aberrómetros cuando existe dispersión y muestra el efecto de las aberraciones en la agudeza visual

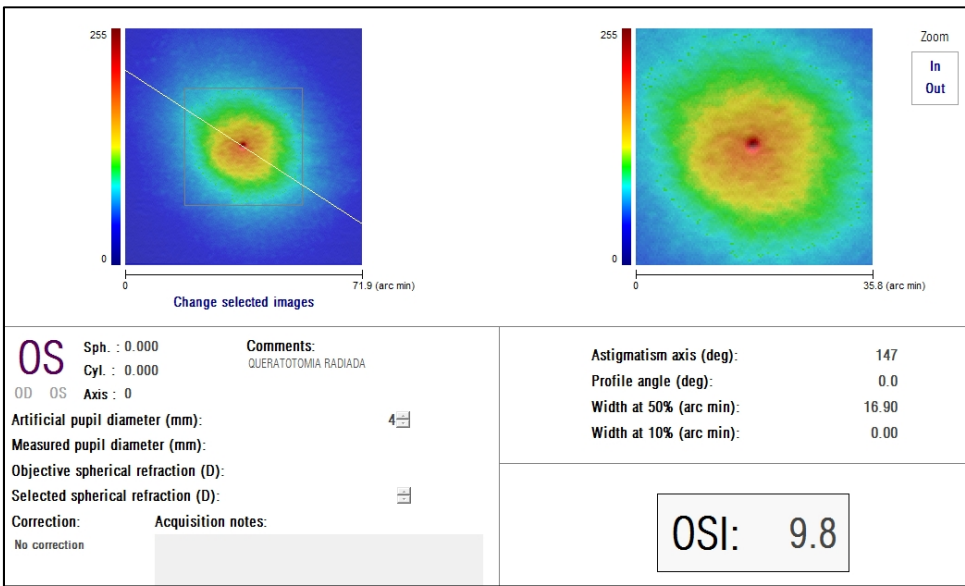
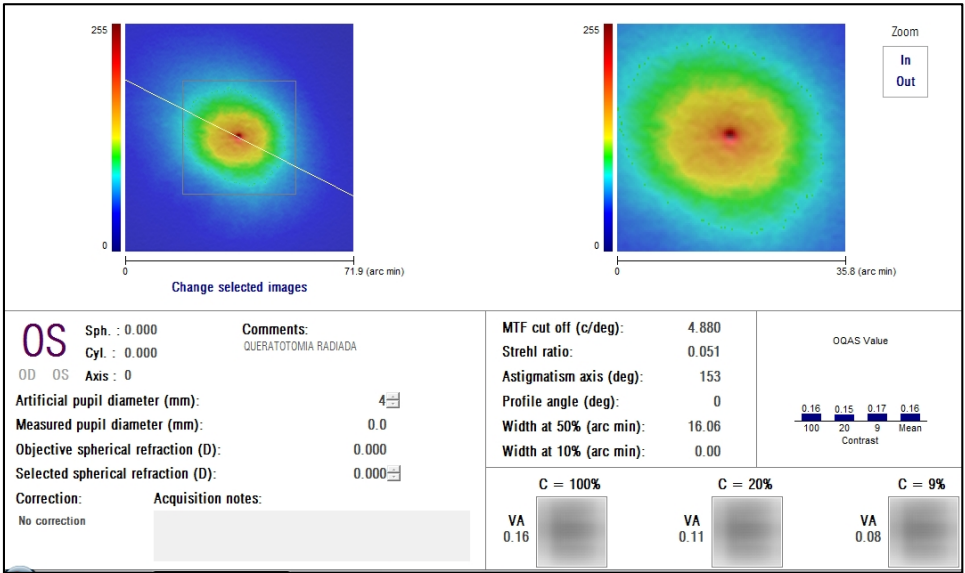
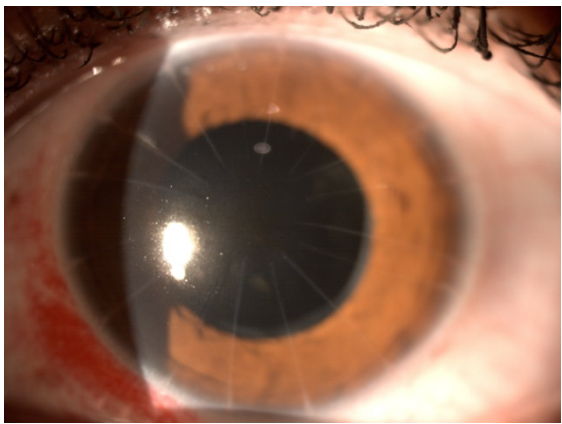


Fig. 7.41.- Foto de polo anterior y OQAS® en queratotomía radial.

## PRUEBAS DE SENSIBILIDAD AL CONTRASTE

La prueba de la sensibilidad al contraste está relacionada con la agudeza visual y determina el equivalente de 4 a 8 letras de Snellen de tamaño diferente en 6 o más tonos de grises.

### Definición

El contraste se considera como la diferencia entre la luminancia de un objeto y la del fondo en el que está situado.

Se considera que el sistema visual del cerebro puede actuar mediante la fragmentación de los patrones y escenas observados en ondas sinusoidales de frecuencias diferentes. Después el cerebro los vuelve a juntar para dar lugar a la impresión mental de una imagen. La transformación de Fourier puede ser el método a través del cual el sistema visual codifica y registra las imágenes retinianas. (Campbell y Robson 1968)<sup>43</sup>

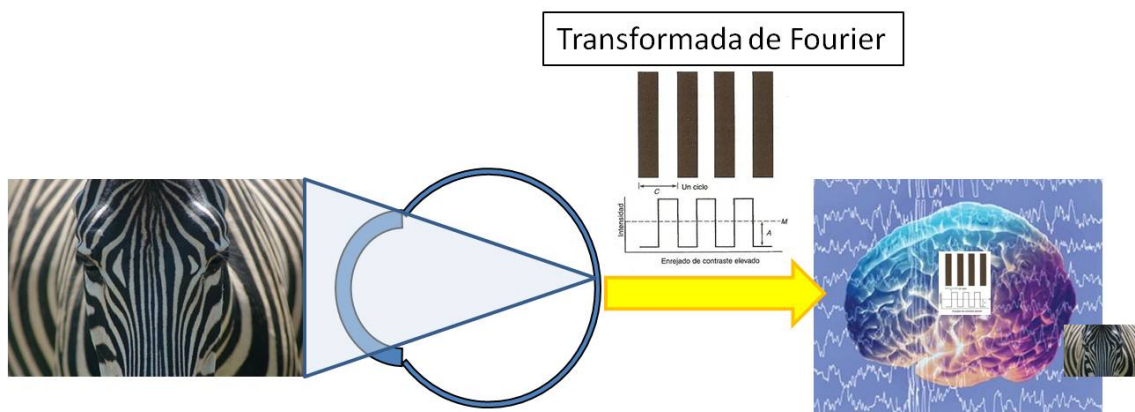


Fig. 7.42.- Representación esquemática de la Transformada de Fourier

Joseph Fourier (1768-1830) matemático francés, desarrolló una aplicación que permite obtener una función discontinua a partir de la suma de funciones continuas. En matemáticas se puede fragmentar cualquier patrón alternante (por ejemplo el electrocardiograma) en una suma de ondas sinusoidales. Joseph Fourier desarrollo inicialmente este lenguaje de ondas para describir las ondas del calor. El teorema de Fourier señala que una onda se puede representar como una suma de ondas sinusoidales que presentan distintas frecuencias espaciales, amplitudes y fases.

Para medir la sensibilidad al contraste se utiliza como objetivo unas barras negras y blancas alternadas. La definición de un objeto se mide por el número de pares de líneas por milímetro (un par de líneas está constituido por una barra oscura con un espacio blanco adyacente) cuanto mayor es el número de pares de líneas por milímetro, mayor es la definición del objetivo. En las pruebas de sensibilidad al contraste, el patrón de barras alternas se describe en términos de frecuencia espacial; unidades; ciclos por grado (cpg)



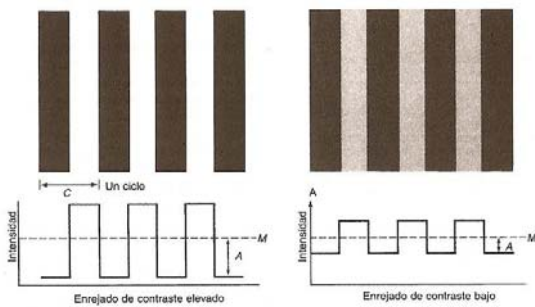


Fig. 7.43.- Patrón de barras de las pruebas de sensibilidad al contraste

Un ciclo está constituido por una barra negra adyacente a un espacio en blanco. Para convertir las unidades Snellen en ciclos por grado, debemos dividir 600 o 180 cuando se utiliza la medida de metros por el denominador Snellen: por ejemplo 20/20 equivale a 30 cpg ( $600/20$ ) y 20/200 a 3 cpg ( $600/200$ ).

Hasta el momento, los objetivos se han descrito como barras negras con una frecuencia espacial diferente situadas sobre un fondo blanco. Esta estructura también se denomina ondas cuadradas o rejilla de Foucault. Sin embargo en óptica son pocas las imágenes que se pueden definir en forma de ondas cuadradas perfectas con borde claramente definido. La difracción, la aberración esférica y los astigmatismos hacen que la mayor parte de los bordes se vean borrosos. Si en una gráfica enfrentamos la intensidad luminosa a través de una barra negra con los bordes borrosos contra un fondo claro, se obtiene un patrón de onda sinusoidal.

La sensibilidad al contraste es la capacidad del sistema visual de detectar, ante cambios de luminosidad espacial, las distribuciones sinusoidales.

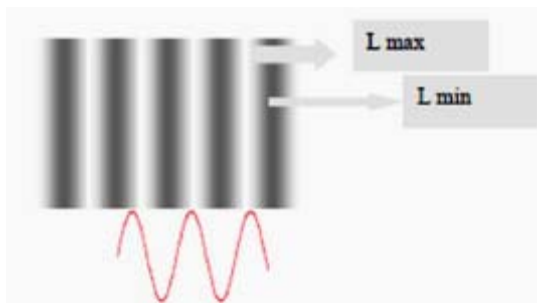


Fig. 7.44.- Patrón de onda sinusoidal obtenido a partir de un patrón de barras

La función de la sensibilidad al contraste (FSC) representa la medida psicofísica de la sensibilidad visual a los cambios de luminancia espacial para la detección de distribuciones sinusoidales. La FSC es análoga a la MTF de un sistema óptico, pero en el caso del sistema visual la CSF incluye además el procesamiento neuronal de la señal.

Función de sensibilidad al contraste = MTF + procesamiento neuronal de la señal.

FSC: Se mide presentando redes sinusoidales de una determinada frecuencia espacial.

MTF: es el factor óptico. El factor más limitante para la visión central.

La CSF del sistema visual se mide presentando redes sinusoidales de una determinada frecuencia espacial. El procedimiento experimental consiste en ir reduciendo el contraste de una red sinusoidal manteniendo su luminancia constante hasta alcanzar su umbral, es decir, hasta que el observador vea un campo uniforme.

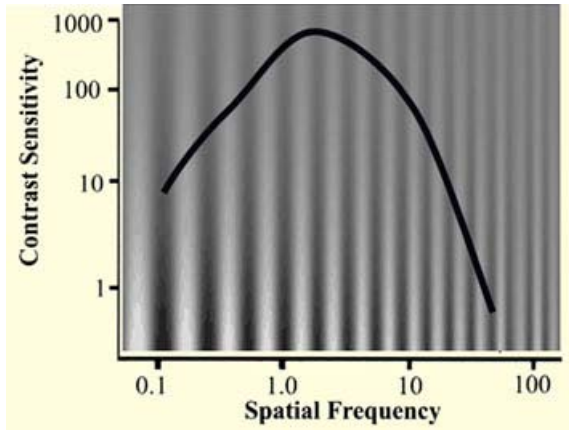


Fig. 7.45.- Forma de la función de sensibilidad al contraste humana

Cuando el contraste de una red sinusoidal es cero no se puede ver ninguna red. Cuando el contraste se aumenta gradualmente como sucede de arriba abajo un patrón de luz y oscuridad emerge como umbral de contraste. En esta figura, el contraste al cual el patrón empieza a ser visible varía a medida que la frecuencia espacial aumenta de izquierda a derecha. Los puntos más elevados en la figura, a los cuales las franjas pueden ser detectadas, son los umbrales de contraste para cada frecuencia espacial.

Las frecuencias espaciales bajas (inferiores a 0.5 c/g) se relacionan con la detección de objetos grandes. La detección de frecuencias espaciales medias (de 2 a 6 c/g) permite el reconocimiento del objeto grande. Los detalles finos requieren la detección de las frecuencias espaciales altas (más de 10 c/g).

Relación con la agudeza visual: Una letra de tamaño 0.1 de agudeza visual se corresponde aproximadamente con 3 c/g, una letra de tamaño de 1.0 equivale a 30 c/g y una de agudeza visual 2.0 a 60 c/g.

El punto donde la FSC corta el eje de las x se llama Frecuencia de Corte e indica la frecuencia de la red más fina (máxima frecuencia espacial entre 30 y 60 c/g) que puede ser vista al 100% de contraste, representando la agudeza visual.

Uno de los primeros procedimientos de valoración de la función visual es la determinación de la agudeza visual. El paciente debe leer el optotipo más pequeño que pueda resolver en un test de alto contraste. La determinación de la agudeza visual es una medida del punto de corte de la FSC del paciente con las frecuencias espaciales más altas. Una agudeza visual de 1, corresponde a una agudeza visual de 30c/g que significa una anchura de franja de un minuto de arco. Así, una AV de unidad es equivalente a un corte en la función de sensibilidad al contraste en frecuencia espacial de 30 ciclos por grado de ángulo visual.

## FACTORES QUE AFECTAN A LA AGUDEZA VISUAL

1.- Los defectos refractivos; producen una disminución de la sensibilidad al contraste, de ahí la importancia de corregir incluso pequeños defectos para evitar pérdidas atribuidas a problemas retinianos o neuronales.

2.- La edad; se produce una disminución de la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales medias y altas (Puell 2004)<sup>44</sup>. Incluso en ausencia de enfermedades oculares debido a cambios una disminución en la luminancia: cambios en el tamaño pupilar, pérdida de transparencia de los medios y cambios neuronales que afecta a la identificación de los objetos (Spear 1993)<sup>45</sup>.

## IMPORTANCIA CLINICA DE LA MEDICIÓN AL CONTRASTE.

La agudeza visual de alto contraste (los optotipos clásicos) es la base del examen visual en la práctica habitual. Sin embargo muchos pacientes se quejan de problemas que no pueden ser detectados por estas pruebas. Podemos tener un diagnóstico precoz si somos capaces de determinar la disminución de la sensibilidad al contraste a bajas y medias frecuencias, antes de que lleguen a afectar a las frecuencias altas. Podemos encontrarnos pacientes que tienen muy buena agudeza visual, pero que no son capaces de distinguir grandes objetos porque tienen una pérdida de la sensibilidad al contraste en las frecuencias bajas en intermedias, que son las que nos permiten distinguir un camión o un autobús: cataratas, glaucoma, diabéticos, queratocono, esclerosis múltiple, hipertensión ocular, neuritis óptica, papiledema, degeneración marginal pelúcida, etc.

Particularmente en la esclerosis múltiple, hay una pérdida de la sensibilidad al contraste en las frecuencias bajas, pero la retienen en las frecuencias altas y la agudeza visual no se ve afectada. Por el contrario, en los pacientes con estrabismo o ambliopías, hay una disminución de la sensibilidad al contraste en las frecuencias espaciales medias y altas.

La sensibilidad al contraste puede dar más información que la escala de Snellen en determinadas patologías, así en la descompensación corneal, se ha demostrado que el aumento de grosor del estroma por encima del 30% no necesariamente influye sobre la agudeza visual determinada mediante la prueba de Snellen en los casos en los que no existe edema epitelial. El edema leve influye solamente en las frecuencias intermedias y altas y respeta las frecuencias bajas.

## TEST PARA MEDIR LA SENSIBILIDAD AL CONTRASTE.

1.- Test de Arden (1978): fue el primer test utilizado en la clínica (Arden GB)<sup>46</sup> en el que se hacían uso de redes sinusoidales para explorar 7 frecuencias (0.2, 0.4, 0.8, 1.6, 3.2, 6.4 cic/grado). El contraste de las redes varía desde la parte superior que es igual a 0, hasta el máximo que se encuentra en la parte inferior. Al paciente se le pide que identifique el contraste más bajo que pueda detectar.



2.- Test de Ginsburg (1994)<sup>47</sup>: se basa en las afirmaciones de Wilson, de que el sistema visual está formado por 4 - 6 canales de frecuencia espacial y en base a ello, diseñó los test Vistech para evaluar cada uno de estos canales. El test consta de unos discos fotográficos circulares dispuestos en 5 filas y 9 columnas. Cada disco tiene una red sinusoidal y cada fila una frecuencia espacial diferente (1.5, 3, 6, 12 y 18 cic/g) en la cual el contraste va decreciendo de derecha a izquierda y a lo largo de las 9 columnas en pasos logarítmicos de 0.25 unidades. En las siguientes generaciones de los test Vistech, el contraste decrece en paso de 0.15 unidades logarítmicas.



Fig. 7.46.- Test de Ginsburg de sensibilidad al contraste

3.- CV1000-e, es de todos los test, el más utilizado. Consta de redes sinusoidales a 4 frecuencias espaciales (3, 6, 8 y 12 c/grado). Cada frecuencia se presenta en 2 filas en donde se alterna la red sinusoidal y se reduce el contraste. La ventaja de este test es que tiene un panel de retroiluminación que mejora la percepción de los contrastes.

4.- Paneles de letras: las letras son fácilmente reconocibles:

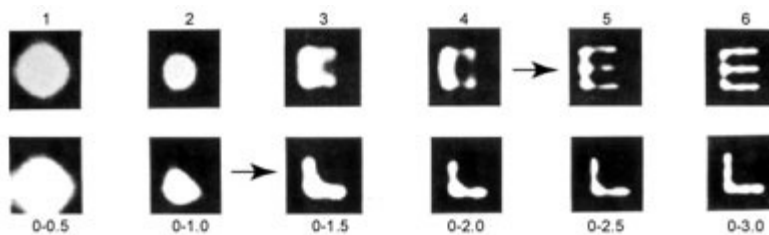
- 4.1. Test de Pelli-Robson: determina la sensibilidad al contraste mediante la identificación de tripletes de letras de un ciclo /grado en el umbral de contraste a un metro de distancia. El test consta de 16 tripletes dispuestos en 8 líneas.



Fig. 7.47.- Test de Pelli-Robson de sensibilidad al contraste

- 
- | Chart 1   | 20/400 |
|-----------|--------|
| N C K Z O |        |
| R H S D K | 20/300 |
| D O V H R | 20/200 |
| C Z R H S | 20/150 |
| O N H R C | 20/120 |
| D K S N V | 20/100 |
| Z S O K N | 20/80  |
| G K O N R | 20/60  |
| S R Z K O | 20/50  |
| K P S V K | 20/40  |
|           | 20/30  |
|           | 20/25  |
|           | 20/20  |

**Problemas adicionales a considerar al utilizar tablas de letras:** Las letras son objetivos complejos. La letra E necesita casi dos veces el número de frecuencias espaciales que la letra L para una mínima identificación. Por esto algunas letras del mismo tamaño y mismo grosor, en la misma línea en la tabla son más fáciles de leer que otras.



Esta es una pequeña descripción de los test más utilizados, pero hay muchos otros en el mercado e incluso programas informáticos que presentan redes sinusoidales de frecuencia y contraste variable

## LENTES INTRAOCULARES

Tenemos 3 grandes grupos:

- Monofocales
- Acomodativas
- Multifocales

LENTES MONOFOCALES: amplia experiencia y una larga trayectoria. El paciente debe usar gafas de cerca para poder leer. Un porcentaje de pacientes se sienten satisfechos porque siempre las han llevado e incluso hay pacientes que lo reclaman porque se ven “raros” sin las gafas. La lente monofocal utilizada en este trabajo ha sido la Tecnis One.

- Hidrofóbica acrílica
- Tiene muy poca aberración cromática. La aberración cromática de los materiales ópticos se expresa por su número Abbe. Cuanto más alto es el número Abbe, menor es la aberración cromática y mejor es la calidad visual. (Zhao H, 2007)<sup>49</sup>

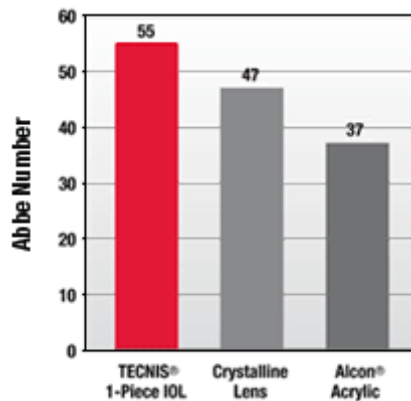


Fig. 8.1.- Representación gráfica de la aberración cromática de 2 lentes y el cristalino.

- Es la lente que menos aberración esférica tiene (Smith G, 2001)<sup>50</sup>

Lens	TECNIS® Lens	AcrySof™ IQ IOL	B&L LI61AO IOL	Spherical IOL
Point Spread Function**				
20/20*				
Average Corneal SA	+0.27	+0.27	+0.27	+0.27
Lens SA††	-0.27	-0.17	0.0	+0.15
Total Residual SA	0.0	+0.10	+0.27	+0.42

Fig. 8.2.- Representación gráfica de la aberración esférica de distintas lentes

LENTEs ACOMODATIVAS: Solo mencionarlas ya que en este trabajo no las hemos utilizado. Son lentes de óptica monofocal que pretenden parecerse a la óptica de la acomodación fisiológica. Se basan en las teorías de Helmholtz de 1855 según las cuales durante la contracción del musculo ciliar, la zónula se relaja y la elasticidad inherente del cristalino le permite cambiar su poder dióptrico, al disminuir su diámetro circunferencial y aumentar la curvatura de las superficies anterior y posterior. (Glasser A, 1999)<sup>3</sup> Las lentes acomodativas pretenden imitar al cristalino humano cambiando la posición de su óptica a lo largo del eje axial para el enfoque de la visión próxima.

Cumming investigo el movimiento axial de los hápticos de las lentes de silicona utilizando la biometría en modo A cuando provocaba una contracción y relajación del musculo ciliar con pilocarpina y cicloplégico respectivamente. Observo que existía un movimiento de 0.7 mm. (Doane, 2004)<sup>51</sup>

El mecanismo teórico de la eficacia de estas lentes está basado en el concepto de que con el esfuerzo acomodativo, la redistribución de la masa del cuerpo ciliar va a originar un aumento de la presión vítrea lo que va a desplazar a la óptica hacia adelante en el eje visual. (Dick, 2005)<sup>52</sup>

LENTEs MULTIFOCALEs (Sanchez, 2007)<sup>53</sup>: dentro de este grupo tenemos 3 grandes familias en función del principio óptico que predomina.

1.- Lentes difractivas: Se basan en el diseño de las lentes de contacto descrito en 1986 por Simpson (Simpson, 1989)<sup>54</sup>. El fenómeno de la difracción es inherente a cualquier onda. Se produce cuando la onda (luz, sonido, electromagnética) pasa por una hendidura y cambia la forma de propagarse produciendo una divergencia a partir de la apertura.

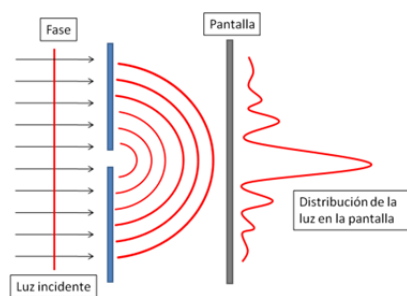


Fig. 8.3.- Fenómeno de difracción.

Si la onda atraviesa dos aperturas lo suficientemente juntas, se generara un frente de ondas superpuestas. Dependiendo de la fase de cada frente de ondas tendremos;

- Frente de ondas constructivo: si están en la misma fase. Dan como resultado una onda cuya amplitud es el doble de las ondas primarias
- Frente de ondas destructivo: si están en distinta fase. Se anulan mutuamente

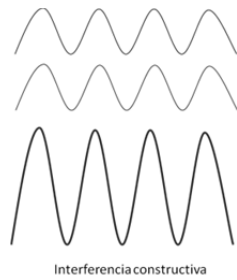


Fig. 8.4.- Frente de onda constructivo

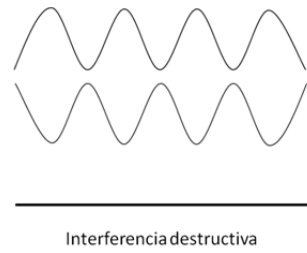
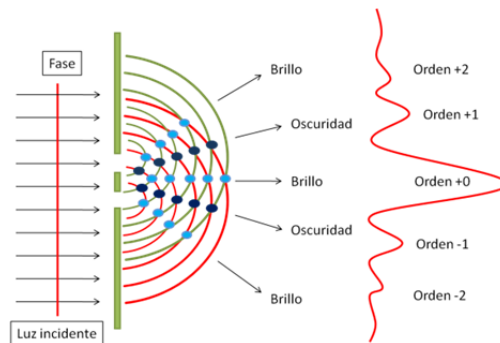


Fig. 8.5.- Frente de onda destructivo



Oscuridad: interferencia destructiva.

Brillo: interferencia constructiva.

Fig. 8.6.- Difracción de dos ondas superpuestas. Generación de fenómenos constructivos y destructivos.

Las lentes difractivas están formadas por anillos concéntricos (bien en la cara anterior o en la posterior, dependiendo de los diseños). Cuando la luz incide en estos anillos tiene lugar el fenómeno de la difracción. La altura de los escalones determina la cantidad de dioptrías que separan a cada foco (el de lejos y el de cerca). Es el poder de la adición que normalmente es de 4 Dioptrías. Si la altura del escalón se incrementa la mitad de la longitud de onda, aproximadamente el 41% de la luz incidente va a cada uno de los focos principales (referidos como orden 0 y 1). La altura del escalón determina cuanta luz va a cada foco (41 / 41). El 18% restante se pierde, va a otros focos de la lente pero estas imágenes no son percibidas por la retina humana por estar muy desenfocadas y con poca energía.

2.- Lentes refractivas: superficie anterior tiene dos o más zonas de diferente radio de curvatura. Una zona de refracción constante es para el foco de lejos, y otra para el foco de cerca. El 100% de la luz llega a la retina a diferencia del 82% que llega con las lentes difractivas. Sin embargo, la calidad de la imagen con la lente difractiva de óptica completa es mejor que con las lentes multizonales refractivas porque la luz de todos los puntos en la apertura se dirige a los dos focos. La primera lente se creó en 1986 con una zona central de 2 mm de diámetro y una adición de +4 dioptrías. La periferia de la lente (los 5 mm restantes) se utilizaban para la visión lejana.

Estas lentes son pupilo-dependientes y precisan de un centrado perfecto. Un descentramiento de 2 mm hace que se pierda la multifocalidad. En pupilas menores de 2 mm no tendríamos foco para la visión de lejos.

Los siguientes modelos fueron añadiendo más zonas; en 1997, nace la lente Array (AMO) con 5 zonas concéntricas, la del centro para la visión lejana, seguida de sucesivas zonas para cerca, lejos, cerca y por último lejos. El diseño permite repartir la energía luminosa para los dos focos. La intención es tener un 60-65% de energía para el foco de lejos y el resto para la visión de cerca. Las interfases entre las 5 zonas producen halos y glare (deslumbramiento) en algunos pacientes.

A medida que van evolucionando los diseños, se añade otra zona refractiva para un tercer foco para la visión intermedia. Sin embargo este diseño reduce la energía luminosa para los tres focos: lejos, intermedio y cerca.

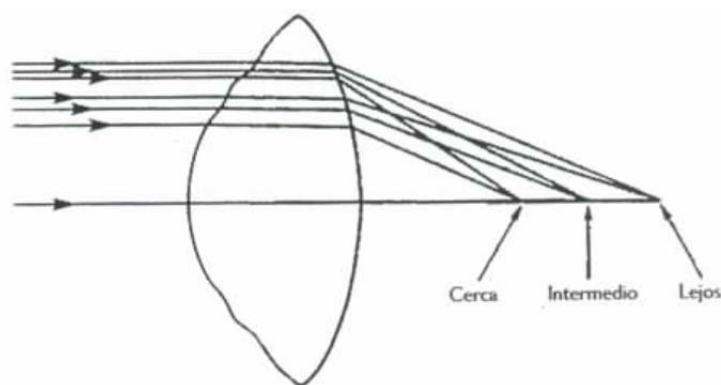


Fig. 8.7.- representación gráfica del fenómeno de la refracción. El poder de refracción cambia del centro a la periferia

LENTIS M-PLUS: La lente M-Plus u Oculentis es nuevo concepto de lente de diseño bifocal presentada en el 2009 de una sola pieza, acrílica, multifocal. El tamaño de la óptica es de 6 mm y la longitud total de 11 mm, sin angulación de los hápticos. La óptica y los hápticos tienen bordes cuadrados para evitar la opacificación de la cápsula posterior en los 360°. El espesor central es de 1,08 mm.

El material es un copolímero HydroSmart formado por acrilatos con superficie hidrofóbica que absorben la radiación UV. La lente tiene un índice de refracción de 1.46

El diseño de la óptica, basado en el principio de la refracción, es lo que hace a esta lente muy peculiar y la diferencia del resto de las lentes multifocales. Es una lente asférica asimétrica con dos partes; la zona superior para la visión de lejos y en la parte inferior tiene integrado un segmento biconvexo para la visión cercana con una adición de +3 dioptrías (aproximadamente de 2.25 en gafa) que ofrece grandes ventajas con respecto al resto de las lentes refractivas: mejor sensibilidad al contraste con lo que mejora la agudeza visual de cerca, no hay saltos en la imagen y un rango amplio de “acomodación”.

El diseño de la óptica hace que sea una lente independiente de la pupila, salvo en pupilas menores de 2 mm en donde se comporta como una lente monofocal, con un solo foco para lejos, ya que la pupila tapa el sector inferior para cerca.

Otra característica de la óptica es que cuando la luz incide sobre la zona de transición de la parte principal con el segmento inferior, esta es refractada fuera del eje visual con lo que se previenen interferencias por superposición de imágenes producidas por la difracción causada por las variaciones de curvatura en las superficies ópticas. Todo ello da como resultado una menor pérdida de intensidad de la luz y como consecuencia una mejor sensibilidad al contraste

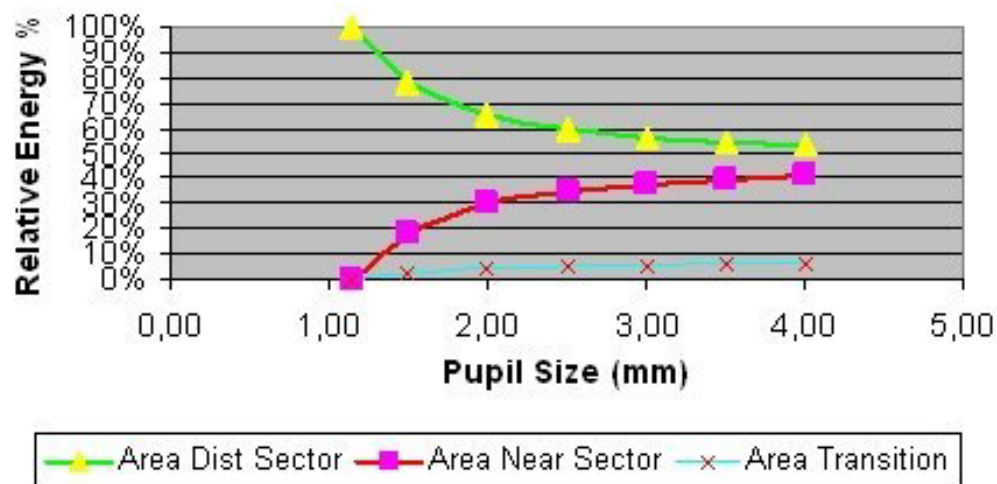


Fig 8.8.- Distribución de la luz de la M-Plus

El diseño de la óptica (sectorial, no anillos de Fresnel) evita imágenes fantasma y halos o deslumbramientos.



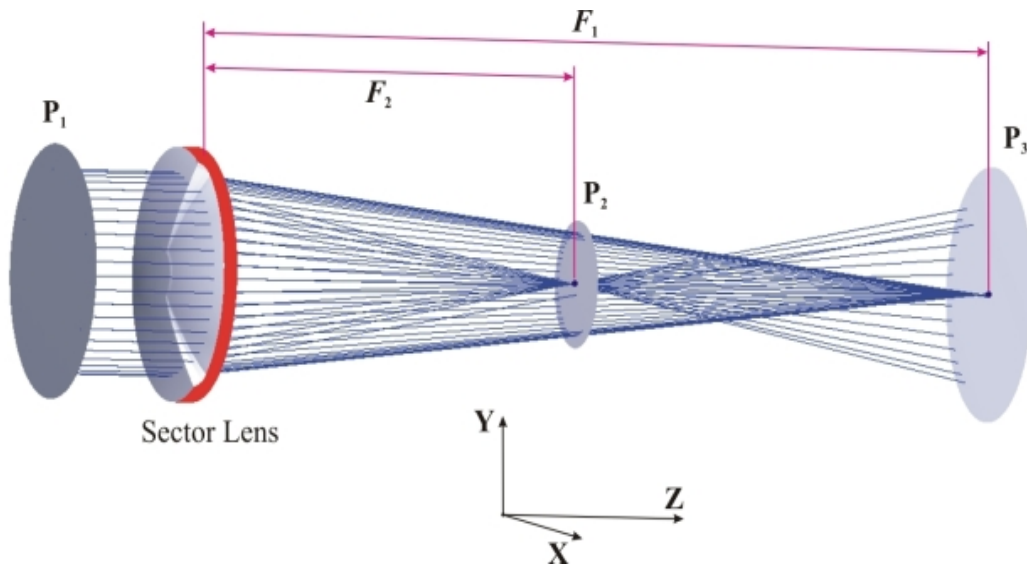


Fig. 8.9 representación esquemática del funcionamiento de la lente M-Plus

La irradiación de la luz se lleva a cabo a lo largo del eje Z siguiendo la dirección de los puntos P1, P2 y P3. Dos puntos calientes para una visión clara de cerca y de lejos gracias a una suave transición, el cerebro elige lejos o cerca según convenga. Permite una zona intermedia amplia y una gran profundidad de foco.

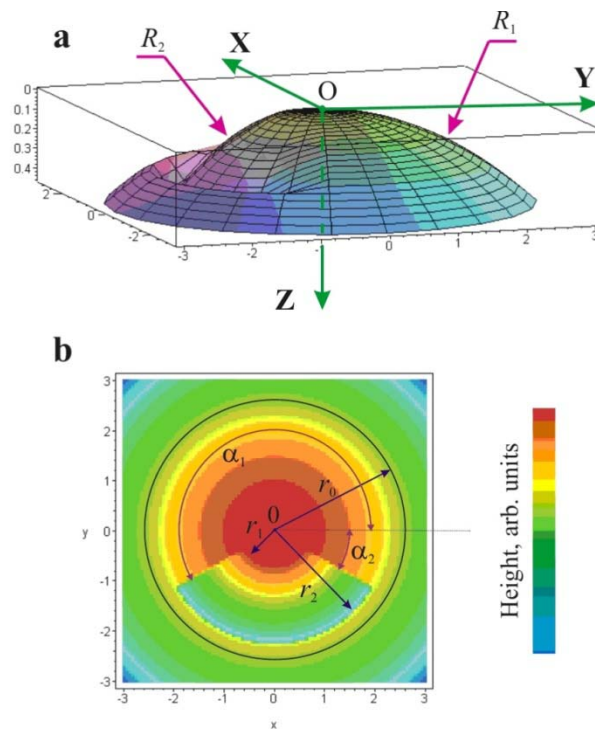


Fig. 8.10 (a) Perfil de la lente y (b) vista topográfica

- Vista de perfil de la óptica de la lente: la lente está construida combinando dos superficies esféricas de distinto radio. La superficie principal con un radio  $R_1$  y el sector para la visión de cerca con un radio menor,  $R_2$ .
- Vista topográfica de la lente a través del eje visual.



Los centros de las dos superficies esféricas descansan sobre el eje Z es decir sobre el eje óptico del sector. Los vértices de ambas superficies coinciden con el origen, consecuentemente los dos focos principales están sobre el eje visual y no existe salto de imagen. La lente es ópticamente monocéntrica.

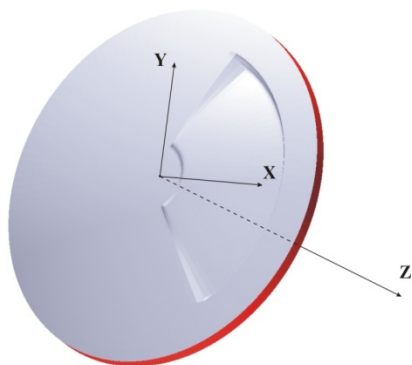


Fig. 8.11.- Representación de la lente en los tres ejes del espacio

3.- Lentes híbridas (Refractivas-Difractivas): sólo tenemos la ReSTOR (Difractiva apodizada de la casa Alcon<sup>R</sup>).

Se basa en los siguientes principios:

- La visión próxima no es tan importante en condiciones de baja luminosidad, cuando la pupila está en midriasis.
- Minimizar los halos y el glare en condiciones de baja luminosidad.

La ReSTOR combina las ventajas el diseño refractivo con el difractivo. Ambas propiedades permiten una mejor distribución de la energía.

La lente tiene dos focos principales: lejos y cerca que están separados +4 Dioptrías, de esta forma el punto próximo equivale a unas 3 Dioptrías en plano de gafa.

La curvatura base proporciona la visión de lejos usando el principio de la refracción. Además cuenta con 12 anillos en la cara anterior que proporcionan la visión de cerca usando el principio de la difracción. Los 3.6 mm centrales tienen los anillos y el resto hasta los 6 mm la superficie refractiva (lisa). La apodización es la reducción gradual de la altura de los escalones difractivos para distribuir de forma óptima la cantidad apropiada de luz para los puntos focales de lejos y cerca independientemente de las condiciones de luminosidad.

Si la altura de los escalones difractivos fuera la de una longitud de onda, la lente se comportaría como una lente monofocal y toda la luz iría a un solo foco (el de orden +1). Si los escalones fueran muy pequeños toda la luz iría a un foco de menor potencia (orden 0), pero cuando los escalones miden  $\frac{1}{2}$  de la longitud de onda, el 41% de luz va a cada uno de los focos primarios.

En la lente ReSTOR apodizada difractiva / refractiva, la altura de los escalones difractivos disminuye desde los 1.3 micras del centro hasta las 0.2 micras en periferia. La distancia entre ellos también disminuye progresivamente. Cuanto más ancho es el escalón mayor proporción de energía envían al foco de cerca y cuanto menor es la altura mayor proporción de energía envían al foco de lejos. La lente tiene 12 escalones, el primero tiene un diámetro de 0.75 mm y el ultimo 3.6 mm

Cuando la pupila esta contraída, se utiliza la zona difractiva central de la lente que reparte la luz a razón del 41% al foco de cerca y el 41% al foco de lejos. A medida que la pupila se va dilatando, se van reduciendo la altura de los escalones lo que hace que se reparta más luz al foco de lejos y menos al foco de cerca. La zona periférica de la lente no tiene estructura difractiva con lo que toda la luz va a l foco de lejos.

Para reducir los halos nocturnos, la estructura difractiva solo cubre los 3.6 mm centrales. De esta forma por la noche con la pupila dilatada el 100% de la energía luminosa se dirige al foco de lejos (pasa por la zona refractiva de la lente).

### CONCLUSIÓN:

Lentes basadas en el concepto refractivo:

- Mayor contraste por mayor transmitancia.
- Pupilo dependencia.
- Sensibles al descentramiento.

Lentes basadas en el concepto difractivo:

- Son pupilo-independientes.
- Perdida de contraste por difracción mínima (19%).
- Tolerantes al descentramiento.
- Mayor numero de anillos.

Lentes híbridas:

- Menos halos, más contraste.
- La apodización permite una mejor distribución de la luz.

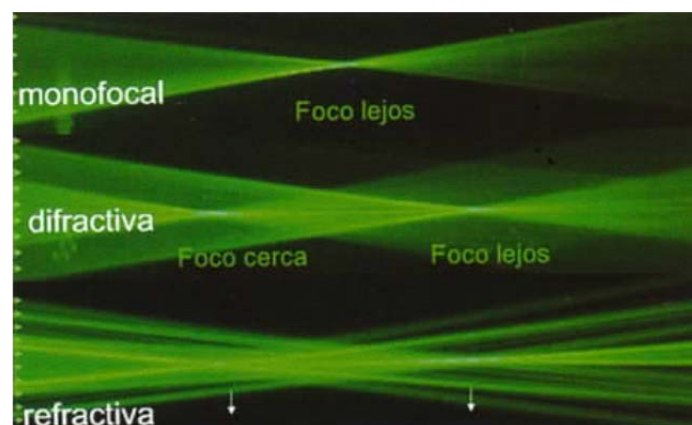


Fig. 8.12.- Ray-tracing de lentes intraoculares monofocales, refractiva y difractiva.

## ENCUESTAS DE CALIDAD DE VIDA

La medición de los resultados en la cirugía de cataratas se ha centrado fundamentalmente en la agudeza visual, ya que su finalidad es mejorar dicha agudeza, y por tanto la función visual, considerando que esto implica una mejoría en la calidad de vida. Normalmente mejoría se mide clínicamente con el test de Snellen sin embargo no medimos el impacto de dicha intervención en la calidad de vida del paciente.

El término calidad de vida es muy amplio e incluye; funcionalidad física, psicológica, social y percepción de la salud, del dolor y sobre todo satisfacción sobre la propia vida.

Existen cuestionarios que prueban la mala correlación entre la agudeza visual medida en la consulta y la discapacidad visual percibida por los pacientes. Además hay una discordancia en el registro de la agudeza visual entre los distintos hospitales, de tal forma que no puede tomarse como única medida para indicar la cirugía ni para valorar el resultado de la misma. Se deben considerar otros aspectos como son los problemas en las actividades de la vida diaria y el empeoramiento en el nivel de independencia del paciente producido por la catarata, y que estos sean recuperados tras la cirugía. (Cabezas-Leon. 2005)<sup>55</sup>

Es más, las discapacidades asociadas a la catarata no suceden aisladas, sino que están integradas en el bienestar de cada persona. Cada vez hay más estudios en la literatura médica que destacan este aspecto, y dichos estudios nos deben ayudar a indicar correctamente la cirugía, a entender lo esperado por el paciente, la necesidad de cirugía uni o bilateral (Lundstrom M, 2001)<sup>56</sup> los intervalos de tiempo entre cirugías, el tipo de procedimiento, etc. (Jayamanne DG)<sup>57</sup>. La complejidad de la visión justifica la elaboración de instrumentos de medida apropiados y el estudio y uso de los ya existentes (Bremond-Gignac D, 2002)<sup>58</sup>.

Las encuestas de satisfacción en medicina son una herramienta que nos permiten profundizar más en las quejas de nuestros pacientes, son señales de alarma que hemos de tener en cuenta para poder mejorar día a día. Las reclamaciones a menudo se quedan en papel mojado y en otros casos la propia indiferencia del paciente hace que repitamos nuestros errores. También nos sirven para hacernos una idea de lo que esperan los pacientes

Las encuestas como medio de investigación son el método más empleado para conocer el grado de satisfacción de los pacientes con los servicios recibidos. En Suecia, EEUU y en Inglaterra están muy desarrolladas, incluso en esta última sirven como referencia para establecer la política sanitaria y para orientar los cambios de acuerdo con la evaluación popular. En España se introducen en los grandes hospitales en la década de los 80.

El VF14 es una medida de la capacidad visual percibida, específica para pacientes con cataratas y se basa en 14 actividades diarias que pueden verse afectadas. Los pacientes deben describir el grado de dificultad que tienen para realizar cada actividad, por culpa de las cataratas: “ninguna”, “poca”, “bastante”, “mucho”, o “incapaz de realizarla”. En el formato estándar, se asigna un valor numérico a cada respuesta (“ninguna” (4), “poca” (3), ... “incapaz de hacerla” (0)) y la puntuación total se calcula como promedio de las respuestas aplicables multiplicando por 25. Se obtiene así una puntuación de 100 (mejor función visual) y 0 (peor función visual). El instrumento original se desarrollo hace una década (Steinberg EP, 1994)<sup>59</sup> y

en España hay una versión adaptada desarrollada por el Dr Alonso (Alonso J, 1997)<sup>60</sup>. Estos son los ítems y opciones de respuesta correspondientes al cuestionario VF14:

- A causa de la vista ¿Cuánta dificultad tiene para... (incluso llevando gafas)?
- Leer letras pequeñas.
- Leer un periódico o un libro
- Leer letras grandes de un libro o de un periódico, o los números de teléfono
- Reconocer a las personas cuando están cerca
- Ver escalones, peldaños o el bordillo de la acera
- Leer letreros de las calles y tiendas, los números de las casas, o ver los semáforos
- Hacer trabajos manuales finos como coser, arreglar un enchufe o clavar un clavo
- Hacer crucigramas, rellenar un impreso
- Jugar a las cartas.
- Participar en actividades como la petanca, buscar setas, cuidar plantas o mirar escaparates
- Cocinar
- Ver la televisión
- Conducir de día
- Conducir de noche

Opciones de respuesta para cada pregunta:

- Incapaz de hacerla
- Mucha dificultad
- Bastante dificultad
- Poca dificultad
- Ninguna dificultad
- No lo hago por otras razones diferentes a la vista.

Con estas medidas de calidad de vida percibida por el propio paciente, podemos establecer una guía para indicar o no la cirugía. Así, JM Valderas en su artículo sobre el impacto del cuestionario VF-14 en el manejo rutinario de la cirugía de las cataratas elabora la siguiente tabla a modo de referencia para indicar el momento de la cirugía. (JM Valderas, 2005)<sup>61</sup>

	AV > 0.7 Y VF-14 > 97.18	AV > 0.3 y ≤ 0.7 O VF-14 > 60.34 y VF-14 ≤ 97.18	AV ≤ 0.3 Y VF-14 ≤ 60.34
Operar antes de 4 meses	NO apropiado	incierto	Apropiado
NO operar antes de 4 meses	Apropiado		No apropiado

El hecho de escoger 4 meses como límite de tiempo entre operar inmediatamente o retrasar la cirugía, es porque en Europa el tiempo medio de espera para una cirugía de cataratas está entre 7 semanas y 8 meses (Hos, 2004)<sup>62</sup>

Dificultad media para llevar a cabo cinco de las actividades más representativas del VF-14 según la puntuación obtenida en la encuesta.

Puntuación VF-14	Conducir de noche	Ver letra pequeña	Trabajos manuales	Ver televisión	Reconocer gente
100	-	-	-	-	-
95	+	-	-	-	-
90	+	-	-	-	-
85	+	-	-	-	-
80	+	-	-	-	-
75	+	+	-	-	-
70	++	+	-	-	-
65	++	+	+	-	-
60	++	+	+	-	-
55	++	+	+	-	-
50	++	++	+	+	-
45	++	++	+	+	-
40	++	++	++	+	-
35	++	++	++	+	-
30	++	++	++	+	-
25	++	++	++	++	+
20	++	++	++	++	+
15	++	++	++	++	+
10	++	++	++	++	++
5	++	++	++	++	++
0	++	++	++	++	++

Las encuestas para que sean útiles han de ser cortas, en un lenguaje comprensible para todos los pacientes y facilidad de interpretar los resultados por los médicos.

## MATERIAL Y METODOS

### 1.-LOCALIZACIÓN Y POBLACIÓN DE ESTUDIO

La investigación se ha desarrollado de forma retrospectiva entre los pacientes que fueron intervenidos de cataratas en el Instituto de Oftalmología Avanzada a lo largo del último año.

### 2.- METODOLOGÍA

Se realizó una exploración oftalmológica completa a todos los pacientes con:

2.1.- Anamnesis: se interrogó a los pacientes sobre antecedentes oftalmológicos personales y familiares. Se registraron las posibles alergias, enfermedades sistémicas y medicación de cada individuo, haciendo hincapié en los fármacos que pudieran afectar a la cirugía (alfa-bloqueantes).

2.2.- Exploración oftalmológica; realizada por el mismo personal y en las mismas condiciones (los mismos optotipos a la misma distancia y con idénticas condiciones de iluminación)

#### 2.2.1.- Estudio de la función visual:

- Agudeza visual: lejana y próxima con cada ojo y en binocular con refracción. Se graduó en gafa de prueba y se comprobó la tolerancia en binocular en todos los casos por un mismo explorador diplomado en óptica. Se utilizó una escala decimal para la medición (Escala de Snellen).
- Estudio de la dominancia: sólo la realizamos en aquellos casos en los que vayamos a dejar al paciente en monovisión. En ninguno de los pacientes se dio tal circunstancia, en todos se calcularon las lentes buscando la emetropía.
- Binocularidad: mediante el test de estereopsis TNO de Lámeris para determinar si existe visión estereoscópica. Al menos un 95% de las ambliopías son incapaces de detectar las figuras ocultas en el nivel de 240 segundos de arco.
- Movimientos extraoculares: para descartar estrabismos o forias que puedan descompensarse. Aunque no hay estudios que nos indiquen la incidencia de estas complicaciones, los casos descritos son poco frecuentes. Sin embargo su aparición sobretodo la diplopía es muy frustrante para el paciente y a veces incapacitante. Este tema se ha estudiado más en cirugía refractiva y sobre todo en hipermétropes (Gómez de Liaño. Arch soc Esp Oftalmol v.81 n.2 Feb 2006) en los que se objetiva una alteración en la estereopsis y en los sujetos no estrábitos modificaciones sensoriomotoras y en los estrábitos, un 25%, presentaron una descompensación sensorial y/o motora y un grupo similar síntomas astenópicos.

#### 2.2.2.- Estudio de la anatomía ocular:

- Biomicroscopía con lámpara de hendidura y fondo de ojo (dilatado): realizada en todos los casos por el mismo oftalmólogo. Se utilizó la clasificación de Barraquer para establecer el grado de opacidad del cristalino y se tuvieron en cuenta a la hora de indicar la cirugía, la percepción del cirujano en cuanto a la madurez de la catarata, la agudeza visual corregida y las quejas subjetivas del paciente

(deslumbramientos, disminución de la sensibilidad al contraste y dificultad para realizar sus actividades cotidianas).

- Test de Schirmer con anestesia: en pacientes con factores de riesgo para padecer xeroftalmia; toma de antidepresivos, hipotiroidismo, artritis reumatoide o que refirieran síntomas de sequedad ocular. Se consideró normal por encima de 10 mm y en aquellos pacientes con Test de Schirmer entre 5 – 10 mm que al mes de la cirugía, ya sin colirios, refirieran molestias y se verificara mediante el test de la lágrima del OQAS que su calidad visual estaba deteriorada por la xeroftalmia, se les implantó unos tapones lagrimales y se prescribieron lágrimas artificiales de Acido Hialurónico (Vismed®).
- Pupilometría: Se midieron las pupilas con un pupilómetro de Colvard (OftalTech) en condiciones escotópicas y fotópicas dejando un tiempo de adaptación a la oscuridad de 2 – 3 minutos. Esta medición es importante ya que hay lentes Multifocales cuyo funcionamiento es pupilodependiente y la experiencia nos ha enseñado que en pacientes con pupilas fotópicas menores de 3 mm, con la lente M-Plus no pueden leer.
- Tonometría de no contacto: en caso de dar valores por encima de 20 mmHg se comprueba con el tonómetro de aplanación Goldman y se realiza una paquimetría ultrasónica con el paquímetro Pachmate DGN55 (DGH Technologies).
- Topografía: El topógrafo utilizado fue el Orbscan II versión 3.12 (Bausch & Lomb, Orbtek Inc., Salt Lake City, UT) que genera los mapas de curvatura y elevación de la cara anterior y posterior de la córnea a partir de los datos que recoge de la proyección de unos discos de plácido sobre la córnea y de 40 cortes realizados con la lámpara de hendidura. A todos los pacientes se les realizó una topografía como parte del preoperatorio. El fundamento principal de la topografía es descartar patología corneal que pudiera empeorar, a priori, los resultados de la cirugía pero también para, en el caso de utilizar una lente multifocal, saber de ante mano que si nos queda un defecto de graduación podemos corregirlo con láser Excímer.
- Biometría láser de coherencia óptica: para el cálculo de la lente. Se realizó con el biómetro de la casa Zeiss, el IOL Master que permite medir la longitud axial desde el epitelio corneal hasta el epitelio pigmentario con una precisión de 0.05 mm (la ultrasónica es de 0.12 mm y llega hasta la interfase vítreo-retiniana), la queratometría, la longitud de cámara anterior y el blanco-blanco.

### 2.3.- CÁLCULO DE LA LENTE.

El cálculo de la lente intraocular se realizó con la fórmula Holladay II Con las constantes ajustadas para el cirujano en particular. Todas las cirugías fueron realizadas por el mismo cirujano.

### 2.4.- CRITERIOS DE INCLUSION

- Enfermedades generales: Diabéticos sin retinopatía o pacientes con antecedentes familiares de DMAE o glaucoma no fueron excluidos.
- Edad: se incluyeron pacientes mayores de 65 años. De los menores de 65 años todos ellos presentaban cataratas, la mayoría subcapsular posterior.

- Ausencia de enfermedades o cirugías corneales previas
- Topografía normal
- Aceptación del consentimiento informado por parte del paciente para ser intervenido de cataratas

## 2.5.- CRITERIOS DE EXCLUSION

- Antecedentes personales de enfermedades oftalmológicas que afecten a la agudeza visual: pacientes intervenidos de cirugía refractiva o con enfermedades de la córnea; deformidades, leucomas o distrofias de Fuchs, ojo seco severo, glaucoma, retinopatías, etc.
- Edad: menores de 65 años
- Pupilas: menores de 3 mm era contraindicación para el implante de la lente M-Plus
- Topografías anormales; Queratocono frustrado o clínico, alteraciones topográficas que contraindiquen una cirugía con láser Excimer para corregir defectos residuales.
- Opacidades de la cápsula posterior por fibrosis que no pudieron ser retiradas en el acto quirúrgico.
- Refracción preoperatoria: no había límites en cuanto al grado de miopía e hipermetropía, pero si en cuanto al cilindro. Astigmatismos mayores de -1.50 dps eran excluidos del estudio.

## 2.6.- INDICACIÓN QUIRÚRGICA Y ELECCION DEL TIPO DE LENTE.

La indicación de la cirugía de cataratas se determina por el grado de opacidad del cristalino, la agudeza visual y la sintomatología del paciente. Se valoran los tres elementos en conjunto ya que hay pacientes con opacidades pequeñas pero que afectan mucho a la visión: subcapsulares centrales, cojinetes, cristalinos “esmerilados”, etc, o determinadas profesiones que tienen una alta exigencia visual.

En cuanto al tipo de lente, se ofrece al paciente la posibilidad de corregir todo su defecto refractivo con lentes multifocales siempre y cuando cumpla los criterios de inclusión; exploración oftalmológica normal, cilindros menores de 1.5 Dps, pupilas con motilidad, forma y tamaño normales y topografía normal. En caso de no cumplir los criterios, no desearlo o el médico percibe que no es un caso adecuado se implanta una lente monofocal.

Quizás la elección de la lente es, de las decisiones para llegar al éxito y satisfacción del paciente, que más “arte” requiere. El vocablo “arte” tiene una extensa acepción, pudiendo designar cualquier actividad humana hecha con esmero y dedicación, o cualquier conjunto de reglas necesarias para desarrollar de forma óptima una actividad: se habla así de “arte culinario”, “arte médico”, “artes marciales”, “artes de arrastre” en la pesca, etc. En ese sentido, arte es sinónimo de capacidad, habilidad, talento, experiencia.

A todos los pacientes se les interrogó sobre sus aficiones y expectativas para tratar de tener una visión de su forma de ser. Pacientes muy meticulosos, estrictos o rígidos mentalmente pueden quedar insatisfechos si antes no se les explica claramente qué limitaciones tiene la cirugía. Determinadas profesiones; ingenieros, matemáticos, conductores nocturnos o pilotos



requieren muchas explicaciones, y es nuestra obligación dárselas para garantizar el éxito. Y siempre estará el “insatisfecho crónico”, personas que estando bien, hagan lo que hagan, nunca van a ser felices.

Amas de casa, pacientes muy motivados, positivos, flexibles y realistas en general están satisfechos con la cirugía.

El oftalmólogo debe estar convencido de que la cirugía de las cataratas puede ser también una cirugía refractiva: hay que ser cuidadoso en las indicaciones, en los cálculos y en la técnica quirúrgica.

## 2.6.- TÉCNICA QUIRÚRGICA.

La cirugía se realiza en un quirófano homologado por las autoridades sanitarias con un anestésico de presencia física y bajo las máximas condiciones de asepsia.

El paciente recibe unas instrucciones preoperatorias en las que debe instilarse colirio de Tropicamida, colirio de Maxidex® y Vigamox® 2 horas antes de la cirugía. Todas las cirugías se realizaron bajo anestesia tópica (Lidocaina intracamerular y Prescaina tópica).

Una vez en el quirófano se limpia la zona quirúrgica con povidona yodada y se coloca el campo estéril. Se aíslan las pestañas con Opsite® y se pone el blefarostato. Se hace una paracentesis con cuchillete de diamante y se introduce anestésico local (lidocaína con adrenalina). En casos de iris flácidos o escasa dilatación, antes del anestésico se introduce 0.25 ml de Fenilefrina al 1.5% (Dr. Llorente). Acto seguido se inyecta el viscoelástico con la técnica del escudo: primero un viscoelástico dispersivo (Viscoat®, Alcon) y debajo un cohesivo de alta densidad (Amvisc Plus®, Bausch & Lomb) para proteger al máximo el endotelio sin dificultarnos la manipulación de la cápsula anterior.

Se realiza la incisión principal valvulada con un cuchillete de diamante de 2.2 mm en el meridiano más curvo. Se hace una capsulorrexis circular continua de 5.5 – 6 mm, lo suficiente para que cubra ligeramente los bordes de la óptica. Hidrodissección e hidrodelaaminación con suero y maniobra de rotación del núcleo para asegurar que está liberado del saco.

A continuación se realiza la facoemulsificación con técnica de *chop* horizontal y la aspiración de fragmentos todo ello con la punta del faco dirigida hacia abajo y no hacia el endotelio. Una vez terminado este paso se hace la irrigación aspiración de masas, se llena la cámara anterior de viscoelástico cohesivo y se implanta la lente plegada. En el caso de las Lentes M-Plus previa a la inyección de la lente se introduce un anillo de tensión capsular de 12 mm ya que se ha demostrado que estas lentes pueden sufrir una inclinación por la constricción del saco lo que da lugar a un tilt en el postoperatorio tardío difícil de corregir. En todos los pacientes con M-plus el segmento de cerca se situó en la zona inferior.

Se aspira el viscoelástico de la cámara anterior (el retrolenticular también), se rellena la cámara anterior y se asegura la estanqueidad de las incisiones hidratándolas. Como último paso se introduce antibiótico intracamerular (Vigamox®, Alcon) y se comprueba digitalmente que el ojo queda con buen tono.

Se deja al paciente descansar en el área de recuperación y antes de irse es revisado por el cirujano

## 2.7.- MANEJO POSTOPERATORIO

El paciente pasa al despacho de Atención al Paciente donde se le explican las instrucciones postoperatorias y se le dan por escrito.

El tratamiento consta de una AINE monodosis (Diclofenaco-Lepori®, Angelini), una quinolona de 4ª generación (Vigamox®, Alcon) y un colirio de corticoide (Maxidex®, Alcon). El antibiótico se suspende a los 3 días y el resto a las 2 semanas para minimizar la toxicidad epitelial.

### Controles postoperatorios:

El primer control al día siguiente incluye: toma de presión intraocular con tonómetro de aire, autorrefractómetro y exploración en lámpara de hendidura a la semana, además de lo anterior se toma la agudeza visual. Si el paciente no pasa de 0.7 se hace una refracción y si no llega a la 1 una revisión con fondo de ojo y OCT de mácula si procede para descartar edemas maculares quísticos. Al mes, se realiza una refracción definitiva y a los 3 meses, las pruebas de calidad visual. Se considera que en momento ya se ha alcanzado la estabilidad refractiva y el paciente se ha “adaptado” a su nueva situación.

Todas las medidas postoperatorias de los pacientes incluidos en este estudio se realizaron en los pacientes que habían sido intervenidos de cataratas en el último año, por el mismo cirujano (con unas constantes ajustadas y conocimiento del astigmatismo inducido). Las medidas de calidad visual las realizó un mismo explorador así como las encuestas.

- OQAS: el esquema del sistema óptico incorporado se detalla en la figura

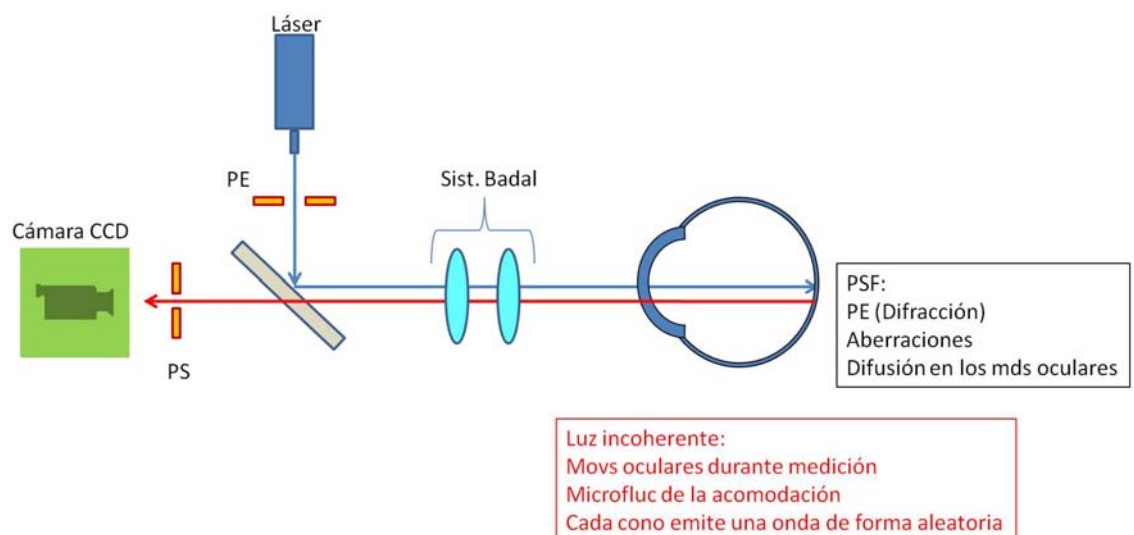


Fig. 10.1.- Representación esquemática del sistema de doble paso.

El primer paso es la flecha azul mientras que el segundo paso es la flecha roja. La pupila de entrada (PE) es fija (2 mm de diámetro) mientras que la pupila de salida (PS) es controlable mediante una rueda de diafragmas que van desde 2 a 7 mm. La fuente

de luz puntual consiste en un diodo laser de 780 nm, inicio del infrarrojo, que garantiza que el paciente no sufra deslumbramiento. La luz procedente de dicha fuente es colimada por un doblete (gris). La corrección del foco se realiza a través de un sistema Badal en el que se mantienen fijas las dos lentes y se varía el camino óptico existente entre ellas por medio de un carro de espejos movido por un motor. Acortando o alargando dicha distancia en 1 mm conseguimos una corrección de 0.1 D de miopía o hipermetropía respectivamente. El sistema óptico va montado sobre un cabezal que permite un desplazamiento en x, y y z, por medio de un joystick y una rueda micrométrica. Esto ayuda al usuario en el alineamiento del sistema con el ojo. Este se realiza iluminando el ojo por medio de unos LEDs infrarrojos. La luz reflejada en la cara anterior del ojo pasa por un filtro dicróico y es captada por una cámara CCD enfocada en el plano conjugado de las pupilas de entrada y de salida por medio de un objetivo de 16 mm de distancia focal.

La cámara CCD debe cumplir varios requisitos; al tratarse de luz proveniente de un laser, la iluminación es coherente, con lo cual, se presenta en las imágenes un patrón de ruido *speckle*. Para eliminarlo, se ha de romper la coherencia. Los pequeños movimientos oculares y las microfluctuaciones de la acomodación provocan que en un tiempo de exposición largo se rompa el patrón. Por lo tanto la cámara realiza una integración en el propio chip. La señal de sincronía que controla el tiempo de integración es generada por un circuito electrónico, y es controlada automáticamente por el software.

Para mayor comodidad del sujeto, y para minimizar los movimientos oculares y las fluctuaciones de acomodación durante la medida, se ha introducido un test de fijación.

Para la realización de una adquisición, tras haber dado de alta al paciente, o seleccionado un paciente registrado anteriormente, el examinador solamente debe introducir una serie de parámetros que caracterizan la medida que desea realizar. Estos son: el ojo a analizar, la refracción subjetiva y la pupila artificial de medida (4 mm). Después se centra la pupila con respecto al eje óptico del sistema. El centro de la pupila ha de coincidir con una cruz marcada en la imagen. La cámara se encuentra enfocada en el plano conjugado de las pupilas de entrada y salida del sistema. La posición correcta es aquella en la que se observa el ojo del paciente enfocado. A través de los análisis de la imagen del ojo proporcionada por la cámara, bajo iluminación infrarroja, se obtienen el diámetro pupilar y la posición del centro. El objetivo de la medida de la pupila del paciente es conocer el tamaño máximo de pupila artificial que se puede utilizar sin que la pupila natural actúe como diafragma de apertura



Fig. 10.2.- Pantalla de centrado del OQAS®

Posteriormente se procede a capturar la imagen retiniana con enfoques diferentes, proporcionados por el desplazamiento del sistema Badal. El instrumento selecciona automáticamente como mejor enfoque el que alcanza la mayor intensidad. No obstante, el examinador puede decidir el que le parezca más apropiado

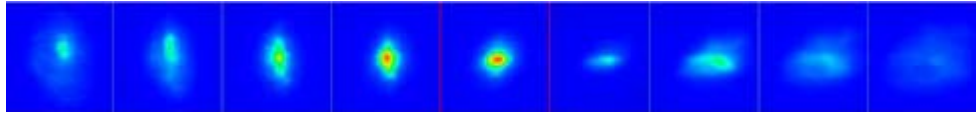


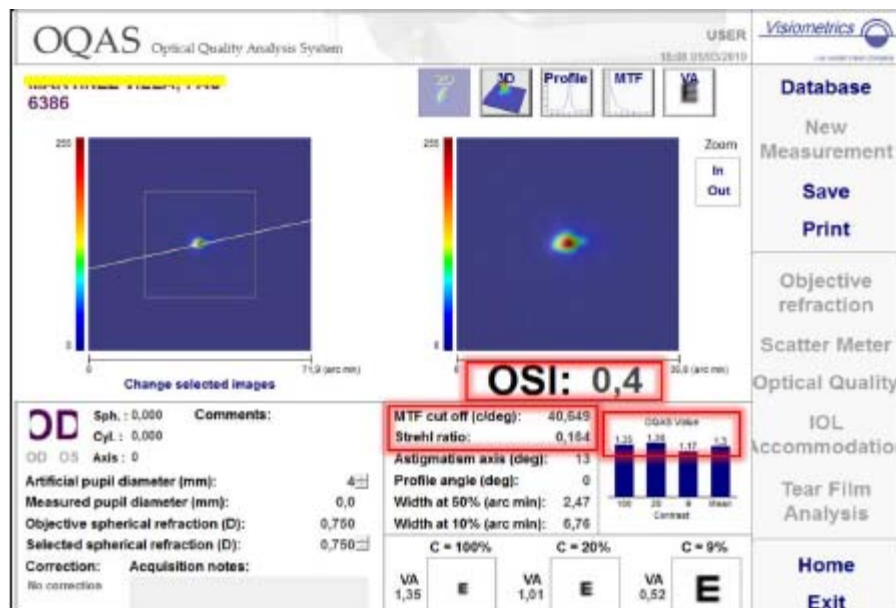
Fig. 10.3.- Pantalla del enfoque

A partir del enfoque seleccionado se capturan 6 imágenes para realizar un promedio de todas ellas con el fin de realizar los cálculos. El examinador puede descartar cualquiera de ellas si lo estima oportuno.



Fig. 10.4.- captura de las 6 imágenes para el análisis

Accediendo a la pantalla de resultados se obtienen valores de los parámetros que evalúan la calidad óptica del ojo estudiado.



La calidad óptica ocular se puede evaluar mediante el instrumento a estudio principalmente por los parámetros de OQAS Value a contrastes 100%, 20% y 9%, el strehl ratio y la MTF CUT-OFF. La difusión ocular es evaluada por el OSI

Pupila: el diámetro pupilar no se tiene en cuenta puesto que este parámetro se mantiene fijo a 4mm para las medidas de calidad óptica realizadas

#### Almacenamiento de datos.

El software del instrumento incorpora una base de datos Access® para almacenar todos los datos obtenidos de cada paciente. Sin embargo algunos datos con los valores de MTF, no son almacenados en la misma. Por este motivo, se diseñó una base de datos específica con el fin de facilitar la visualización, no sólo de los parámetros del OQAS sino también de variables psicofísicas que determinan la anormalidad de los sujetos estudiados.

- Encuestas de satisfacción: las preoperatorias se les entregaban a los pacientes 5 días antes de la intervención y eran recogidas el día de la cirugía. Al mes de la intervención se realizaba la encuesta post cirugía. Todas ellas las realizaba el mismo examinador.

#### 2.8.- CONSENTIMIENTO INFORMADO

A todos los pacientes que iban a ser intervenidos se les entregó un consentimiento informado con suficiente antelación. Dicho consentimiento se basa en los modelos recomendados por la Sociedad española de oftalmología de acuerdo al artículo 10 de la Ley General de Sanidad y todos ellos aceptaron la Ley Orgánica de Protección de Datos 15/1999

## ESTUDIO ESTADÍSTICO

### 1.- DESCRIPCIÓN DE LA MUESTRA DE ESTUDIO.

La muestra de estudio del presente trabajo se compone de 75 personas, todas ellas con cataratas. La media de edad es de 67.83 años y la desviación típica de 8.66 años. El rango de edad de la muestra oscila entre un valor máximo de 82 y un valor mínimo de 48. Estos pacientes presentaban cataratas subcapsulares posteriores, más frecuentes en pacientes jóvenes.

La tabla 11.1 muestra la clasificación de las personas de la muestra de estudio por grupo de edad, género y por lente utilizada. Se observa que la distribución es uniforme, aunque existe una tendencia clara a que las personas de mayor edad utilicen la lente Tecnis ZCB00. También se observa claramente que en el estudio han participado más mujeres que hombres, en la totalidad de las tres lentes analizadas.

		Lente						TOTAL
		M-Plus		SN6AD1		Tecnis ZCB00		
		Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	
G_edad	-55	3	1	1	2	0	0	7
	56-65	8	0	5	1	4	3	21
	66-75	7	0	7	2	7	1	24
	76-	4	1	2	2	9	5	23
TOTAL		22	2	15	7	20	9	75

Tabla 11.1: Distribución de la muestra de estudio, en función del número de personas participantes.

Del total de la muestra de estudio, en 59 pacientes se realizó cirugía bilateral y 16 personas fueron intervenidas de un solo ojo. Con lo cual, en el estudio se obtuvo un total de 134 observaciones, se entiende que cada observación es un ojo analizado. Si estudiamos la muestra por la distribución del número de observaciones en función de la lente utilizada el género y grupo de edad (ver tabla 11.2), obtenemos que se han realizado 46 observaciones para la lente M-Plus, 40 observaciones para la lente SN6AD1 y 48 para la lente Tecnis ZCB00

		Lente						TOTAL
		M-Plus		SN6AD1		Tecnis ZCB00		
		Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	
G edad	-55	5	2	2	3	0	0	7
	56-65	16	0	8	1	7	4	21
	66-75	14	0	14	4	13	2	24
	76-	7	2	4	4	15	7	23
TOTAL		42	4	28	12	35	13	75

Tabla 11. 2: Distribución de la muestras de estudio, en función del número de observaciones

## 2.- ESTUDIO OPTOMÉTRICO EN LAS FASES PRE Y POST OPERATORIO

En este apartado se analizan los resultados de la refracción a partir de las variables; esfera, cilindro y la agudeza visual.

### 2.1.- Análisis descriptivo

En una primera instancia se realiza un análisis descriptivo de la muestra que nos permitirá controlar la presencia de posibles errores en la fase de introducción de datos, es decir detectaremos con él valores fuera de rango o la presencia de valores perdidos. Este análisis inicial también nos proporcionara una idea de la forma que tienen los datos; su posible distribución de probabilidad con sus parámetros de centralización (media) y de dispersión (desviación típica).

En la tabla 11.3 se pueden ver los valores medios, la desviación típica y los valores máximos y mínimos de las principales variables del estudio en las fases “pre” y “post” de la intervención quirúrgica.

La última columna muestra los resultados del test de normalidad Kolmogorov-Smirnof, como se puede observar los valores de significación obtenidos son relativamente bajos ( $\text{sig} > 0.01$ ), lo cual indica que las variables analizadas no siguen una distribución normal.

	Media	Desviación Típica	Máximo	Mínimo	Test K-S (sig)
Esf pre	-0.110	3.925	8	-12	0.002
Cil pre	-0.614	0.524	0.75	-2	0.006
AV pre	0.745	0.245	1	0.05	0.000
Esf post	0.026	0.438	1.25	-2.5	0.000
Cil post	-0.381	0.449	0	-1.5	0.000
AV post	0.964	0.069	1	0.7	0.000

Tabla 11.3: estadísticos descriptivos de las variables de estudio

### 2.2.- Estudio comparativo entre fase inicial y final.

En este apartado se resumen los resultados del estudio comparativo entre la fase inicial del estudio y la fase final.

Por tratarse de datos apareados, en cada una de las observaciones de la primera fase hay una observación de la segunda para el mismo sujeto. Al realizarse la comparación observación a observación, se elimina la variabilidad inter-observación (inter-sujeto), y de este modo la comparación es más precisa. Otro motivo por el cual debemos utilizar la T-Student es que las distribuciones de las variables a comparar no siguen una distribución normal, esta prueba no exige que se cumpla normalidad en las variables a comparar, sino en las diferencias de las mismas.

La siguiente tabla muestra los resultados obtenidos del estudio realizado:

	Diferencias relacionadas						
	Media	Desviación Típica	Error tipo de la media	95% Intervalo de confianza para la diferencia		t	Sig (bilateral)
				Superior	Inferior		
Esf pre- Esf post	2.690	2.575	0.226	2.244	3.137	11.91	0.000
Cil pre-Cil post	-0.242	0.5727	0.050	-0.342	-0.1424	-4.804	0.000
AV pre- AV post	-0.220	0.257	0.022	-0.264	-0.1752	-9.725	0.000

Tabla 11.4: Prueba T-Student entre las variables pre y post intervención quirúrgica

A la vista de los resultados mostrados en la tabla 11.4 se pueden concluir que existen diferencias estadísticamente significativas en las tres variables analizadas entre las fases pre- y post- intervención quirúrgica.

- a) “Esfera” (Esf) con una significación estadística ( $P < 0.000$ ).
- b) “Cilíndro” (Cil) con una significación estadística ( $P < 0.000$ ).
- c) “Agudeza Visual” (AV) con una significación estadística ( $P < 0.000$ ).

En estadística, un resultado se denomina estadísticamente significativo cuando no es probable que haya sido debido al azar. Una “diferencia estadísticamente significativa” indica que hay evidencias estadísticas de que hay una diferencia.

El nivel de significación de un test es un concepto estadístico asociado a la verificación de una hipótesis. En pocas palabras, se define como la probabilidad de tomar una decisión de rechazar la hipótesis nula cuando esta es verdadera (decisión conocida como error de tipo I o “falso positivo”). La decisión se toma a menudo utilizando el valor P (o p-valor): si el valor P es inferior al nivel de significación, entonces la hipótesis nula es rechazada.

Son comunes los niveles de significación del 0.05, 0.01 y 0.001. Cuanto menor sea el nivel de significancia obtenido, mas fuerte será la evidencia de que un hecho no se debe a una mera coincidencia (al azar).



Las siguientes figuras muestran la comparación entre las fases pre- y post- de un modo gráfico:

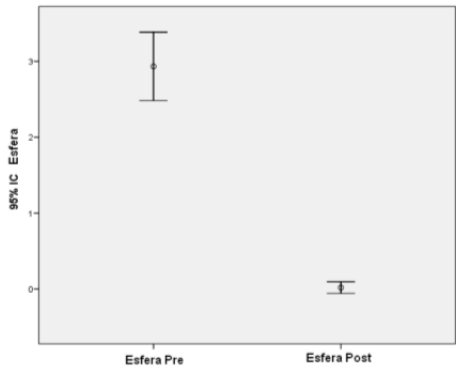


Figura 11.1: Diagrama de Barras de Error de la variable Esfera, comparación pre y post intervención quirúrgica

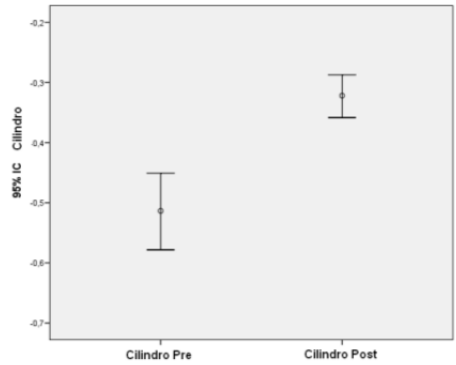


Figura 11.2: Diagrama de Barras de Error de la variable cilindro, comparación pre y post intervención quirúrgica.

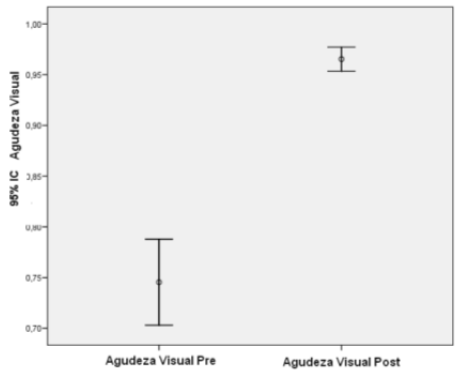


Figura 11.3: Diagrama de Barras de Error de la variable Agudeza Visual, comparación pre y post intervención quirúrgica.

### 3.- ESTUDIO COMPARATIVO ENTRE LENTES.

En este apartado se muestran los resultados del estudio comparativo entre las tres lentes utilizadas en el estudio: M-Plus, SN6AD1 y Tecnis ZCB00. Las variables utilizadas en la comparación han sido: MTF-Post, SR-post, OSI-Post, OQAS Values 100%, 20% y 9%

#### 3.1.- Análisis descriptivo.

En la siguiente tabla se muestran los resultados del análisis descriptivo realizado con las variables descritas anteriormente para cada una de las lentes utilizadas en el estudio.

En la última columna, se muestran los resultados del test de normalidad Kolmogorov-Smirnov. En estadística, la prueba de Kolmogorov-Smirnov (también prueba K-S) es una prueba no paramétrica que se utiliza para determinar la bondad de ajuste de dos distribuciones de probabilidad entre si, en nuestro caso la hemos utilizado para determinar si las variables de nuestra muestra se ajustan a una Función Normal.

Se pueden observar como en ninguna variable la significación estadística obtenida del test de Kolmogorov-Smirnov (K-S) es inferior a 0,05; por lo que podemos deducir que todas las variables se ajustan a la función normal y por lo tanto se cumplen los criterios para poder realizar la comparación entre las lentes mediante test ANOVA.

	Lente	Media	Desv típica	Máximo	Mínimo	K-S (sig)
MTF Post	M-Plus	19.641	11.310	53.540	8.932	0.137
	SN6AD1	25.359	9.831	53.163	9.236	0.414
	Tecnis ZCB00	31.237	10.431	51.711	9.298	0.868
SR Post	M-plus	0.132	0.084	0.403	0.071	0.156
	SN6AD1	0.142	0.064	0.340	0.074	0.148
	Tecnis ZCB00	0.158	0.049	0.261	0.000	0.981
OSI Post	M-Plus	2.659	1.151	5.500	0.800	0.642
	SN6AD1	2.263	1.201	6.200	0.900	0.064
	Tecnis ZCB00	1.504	1.180	5.200	0.400	0.055
OQASV 100	M-Plus	0.664	0.376	1.780	0.300	0.173
	SN6AD1	0.845	0.332	1.770	0.310	0.383
	Tecnis ZCB00	1.029	0.343	1.720	0.310	0.938
OQASV 20	M-Plus	0.664	0.464	2.150	0.280	0.089
	SN6AD1	0.796	0.369	1.860	0.300	0.070
	Tecnis ZCB00	0.956	0.330	1.700	0.310	0.903
OQASV 9	M-Plus	0.702	0.551	2.500	0.300	0.111
	SN6AD1	0.754	0.422	1.990	0.320	0.128
	Tecnis ZCB00	0.908	0.293	1.510	0.330	0.791

Tabla 11.5: Análisis descriptivo para cada una de las lentes utilizadas en el estudio.

### 3.2.- Análisis comparativo

En este apartado se muestran los resultados del análisis comparativo llevado a cabo entre los resultados mostrados por los pacientes de cada una de las tres lentes del estudio. Para realizar dicha comparación entre los grupos se ha utilizado el test de Análisis de la Varianza o más comúnmente conocido como “ANOVA”. El ANOVA es un método indicado para contrastar la igualdad de dos o más medias poblacionales analizando las varianzas de las muestras. En nuestro estudio se ha realizado la comparación dos a dos, es decir: A) contraste entre M-Plus y SN6AD1; B) SN6AD1 vs Tecnis ZCB00 y C) Tecnis ZCB00 vs M-Plus.

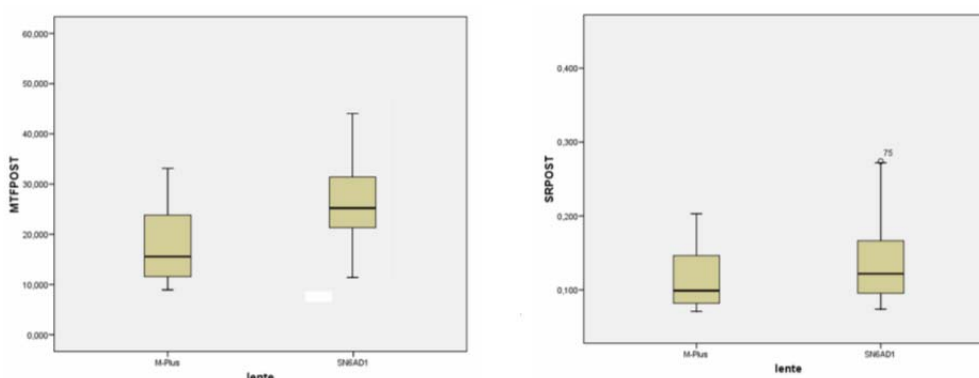
#### 3.2.1.- Comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1

La tabla 6 muestra los resultados de la comparación entre las distintas lentes M-Plus y SN6AD1. Observando la significación del contraste ANOVA, podemos afirmar que existen dos variables en las cuales existen diferencias estadísticamente significativas ( $\text{sig} < 0.05$ ) entre ambas lentes analizadas, estas son: MTF-Post y OQASV 100. Estas diferencias se pueden observar gráficamente en las figuras 11.4 y 11.8

No se han encontrado evidencias estadísticas que nos lleven a concluir que las medias de las variables de estudio sean diferentes entre estas dos lentes para el resto de variables analizadas.

	M-Plus		Sig	SN6AD1	
	Media	Desv típica		Media	Desv típica
MTF Post	19.641	11.31	0.016	25.359	9.831
SR Post	0.132	0.084	0.569	0.142	0.064
OSI Post	2.659	1.151	0.126	2.263	1.201
OQASV 100	0.664	0.376	0.023	0.845	0.332
OQASV20	0.664	0.464	0.160	0.796	0.369
OQASV9	0.702	0.551	0.632	0.754	0.422

Tabla 11.6: Resultados del ANOVA para la comparación entre lentes M-Plus y SN6AD1



Figuras 11.4 y 11.5: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes M-Plus y SN6AD1. Variables MTF Post y SR Post

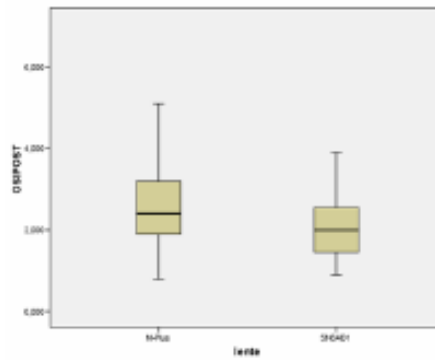
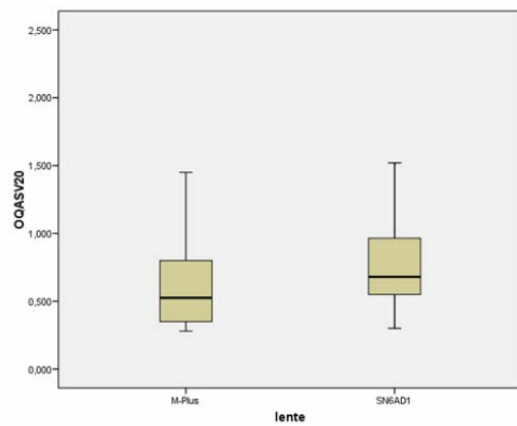
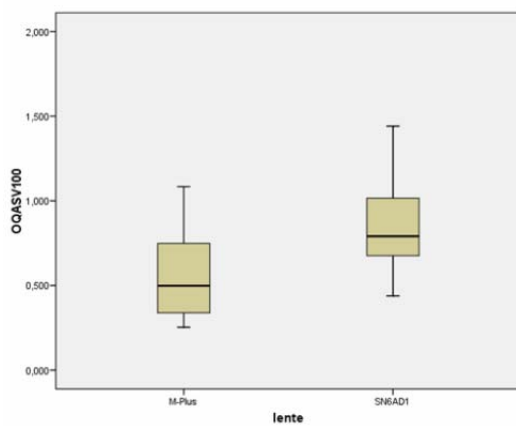


Figura 11.6: Diagrama de Cajas, comparación entre las lentes M-Plus y SN6AD1. Variable OSI Post



Figuras 11.7 y 11.8: Diagrama de Cajas; comparación entre las lentes M-Plus y SN6AD1. Variables OQASV100 y OQASV20.

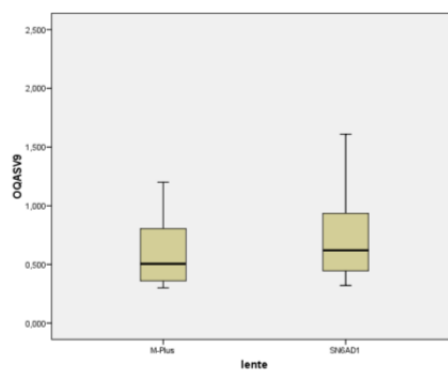


Figura 11.9: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes M-Plus y SN6AD1. Variable OQASV9

### 3.2.2.- Comparación entre las lentes SN6AD1 y la Tecnis ZCB00

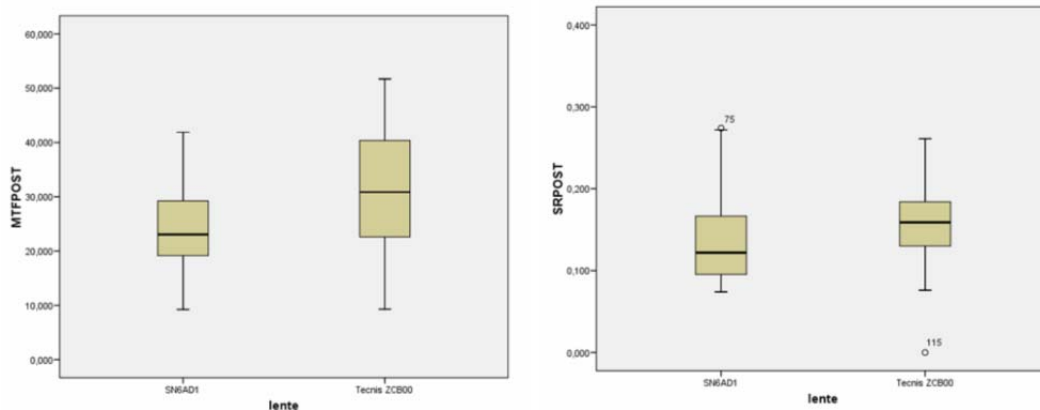
A continuación se muestran los resultados del análisis comparativo llevado a cabo entre las lentes SN6AD1 y Tecnis ZCB00. Del mismo modo que en el apartado anterior se ha realizado un test ANOVA.

La tabla 11.7 muestra los resultados de la comparación realizada entre las lentes SN6AD1 y Tecnis ZCB00. Podemos afirmar que existen cuatro variables en las cuales existen diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes analizadas, estas son: MTF Post (sig < 0.01); OSI Post (sig < 0.01); OQASV100 (sig< 0.05) y OQASV20 (sig < 0.05). Estas diferencias se pueden observar gráficamente en las figuras 11.10, 11.12, 11.14 y 11.15.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el resto de las variables

	SN6AD1		Sig	Tecnis ZCB00	
	Media	Desv típica		Media	Desv típica
MTF Post	25.359	9.831	0.008	31.237	10.431
SR Post	0.142	0.064	0.186	0.158	0.049
OSI Post	2.263	1.201	0.004	1.504	1.18
OQASV 100	0.845	0.332	0.014	1.029	0.343
OQASV20	0.796	0.369	0.038	0.956	0.33
OQASV9	0.754	0.422	0.052	0.908	0.293

Tabla 11.7: resultados del ANOVA para la comparación entre las lentes SN6AD1 y Tecnis ZCB00



Figuras 11.10 y 11.11: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variables MTF-Post y SR-Post.

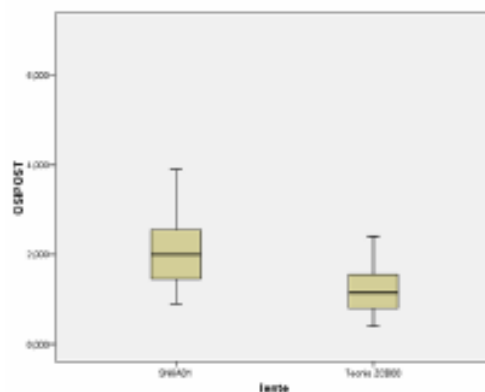
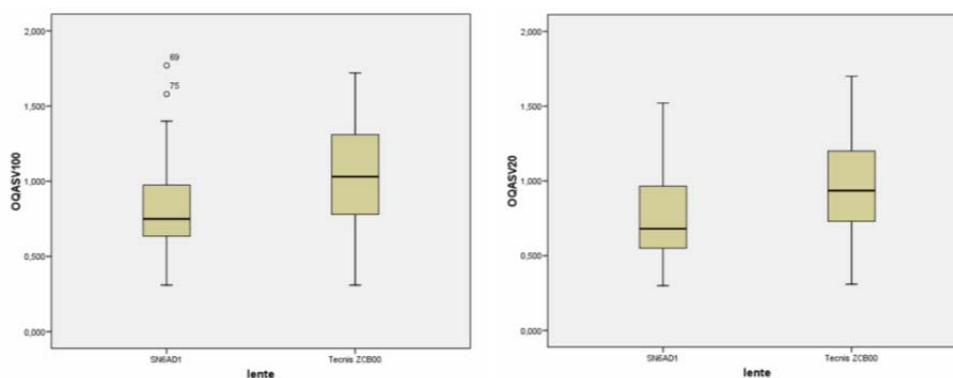


Figura 11.12: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variable OSI post.



Figuras 11.13 y 11.14: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variables OQASV100 y OQASV20.

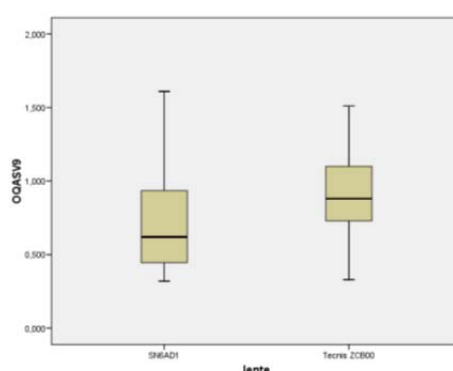


Figura 11.15: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y SN6AD1. Variable OQASV9.

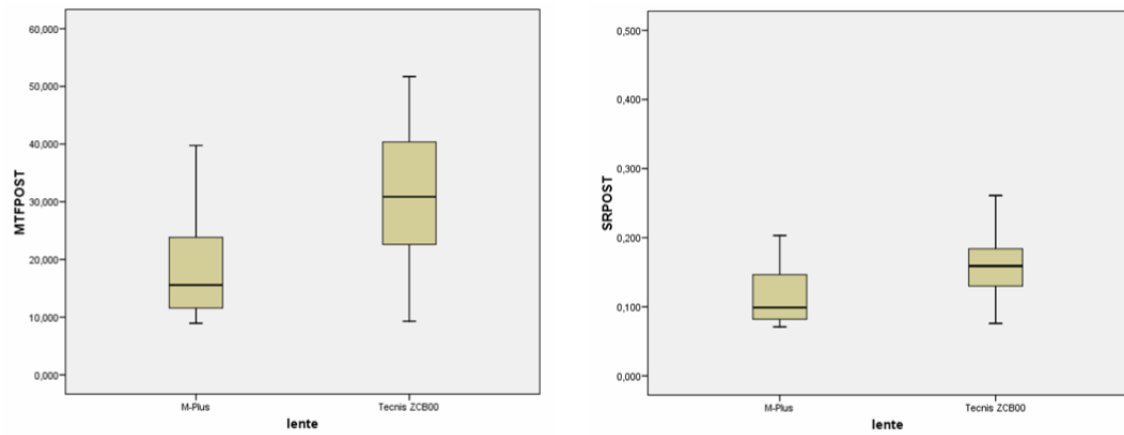
### 3.2.3.- Comparación entre las lentes M-Plus y Tecnis ZCB00

Los resultados del análisis comparativo llevado a cabo entre las lentes M-Plus y Tecnis ZCB00 muestran la existencia de diferencias estadísticamente significativas entre ambas lentes en cinco variables, estas son; MTF Post (sig < 0.001); OSI Post (sig < 0.001); OQASV100 (sig<0.001); OQASV20 (sig < 0.001) y OQASV9 (sig< 0.05). Estas diferencias se pueden observar gráficamente en las figuras 11.16, 11.17, 11.18, 11.19, 11.20, 11.21 y 11.22.

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en el resto de las variables.

	M-Plus		Sig	Tecnis ZCB00	
	Media	Desv típica		Media	Desv típica
MTF Post	19.641	11.31	0.000	31.237	10.431
SR Post	0.132	0.084	0.078	0.158	0.049
OSI Post	2.659	1.151	0.000	1.504	1.18
OQASV 100	0.664	0.376	0.000	1.029	0.343
OQASV20	0.664	0.464	0.000	0.956	0.33
OQASV9	0.702	0.551	0.028	0.908	0.293

Tabla 11.8: Resultados del ANOVA para la comparación entre lentes M-Plus y Tecnis ZCB00



Figuras 11.16 y 11.17: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y M-Plus. Variables MTF-Post y SR-Post.

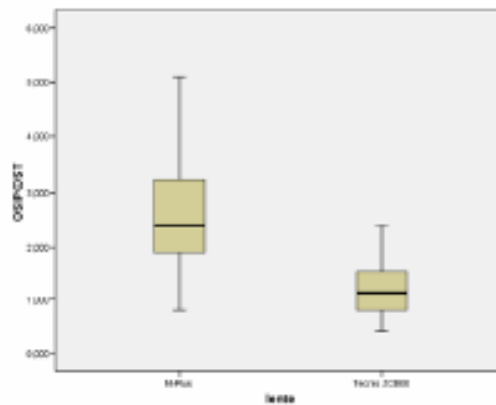
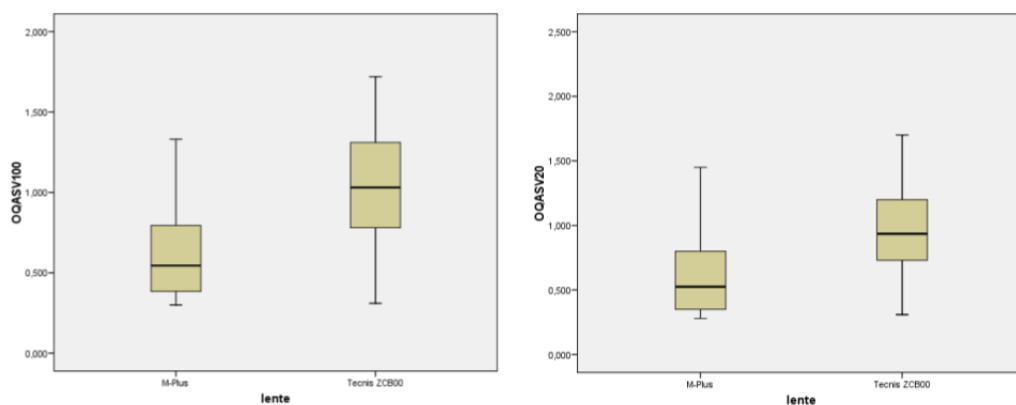


Figura 11.18: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y M-Plus. Variable OSI.



Figuras 11.19 y 11.20: Diagramas de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y M-Plus Variables OQASV100 y OQASV20

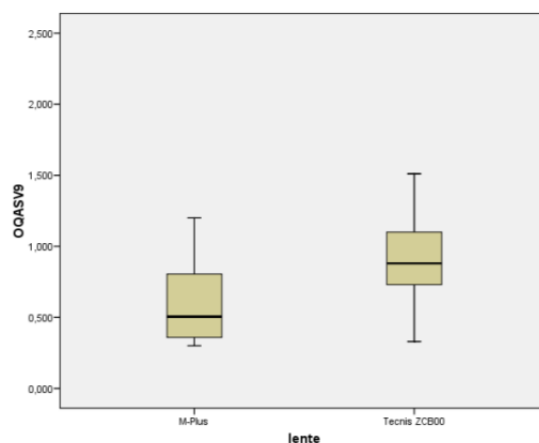


Figura 11.21: Diagrama de cajas, comparación entre las lentes Tecnis ZCB00 y M-Plus. Variables OQASV9

#### 4.- RESULTADOS DE LOS CUESTIONARIOS.

##### **4.1.- Pregunta ¿Cómo es su visión actual?**

Los resultados ante la pregunta ¿Cómo es su visión actual?, se muestran en las siguientes figuras. En ellas se puede observar en diferentes colores las respuestas sugeridas por los pacientes con cada una de las lentes utilizadas. La figura 11.22, muestra los resultados en la fase previa a la intervención quirúrgica. Se observa que ante la pregunta sobre la visión de cerca, la mayoría de respuestas indicaban que su visión de cerca era mala, esta misma respuesta se repite ante la pregunta sobre la visión de lejos. Sin embargo, ante la pregunta sobre la visión intermedia y nocturna, la mayoría de los pacientes refieren una visión regular.

Si observamos, las respuestas en fase post-operatoria, obtenemos resultados dispares en función de la lente utilizada. De este modo, los pacientes de las lentes M-Plus y SN6AD1 apuntan una mejoría tanto en la visión de cerca, intermedia, de lejos y nocturna. Sin embargo, los pacientes con lentes Tecnis ZCB00 únicamente indican una mejoría en la visión de lejos y nocturna, señalando un empeoramiento en la visión de cerca e intermedia.

Las tablas 11.9, 11.10 y 11.11, muestran la comparación de las respuestas ante esta pregunta, entre las fases pre- y post-intervención quirúrgica con cada una de las lentes. En las tablas se pueden observar los mismos resultados que los comentados sobre las gráficas. En la última columna se ha añadido la significación estadística del estudio comparativo realizado mediante el test T-Student. Se puede observar que en todos los casos la significación estadística es inferior a 0,01 ( $\text{sig} < 0.01$ ), con lo que podemos garantizar que los resultados obtenidos son estadísticamente significativos.



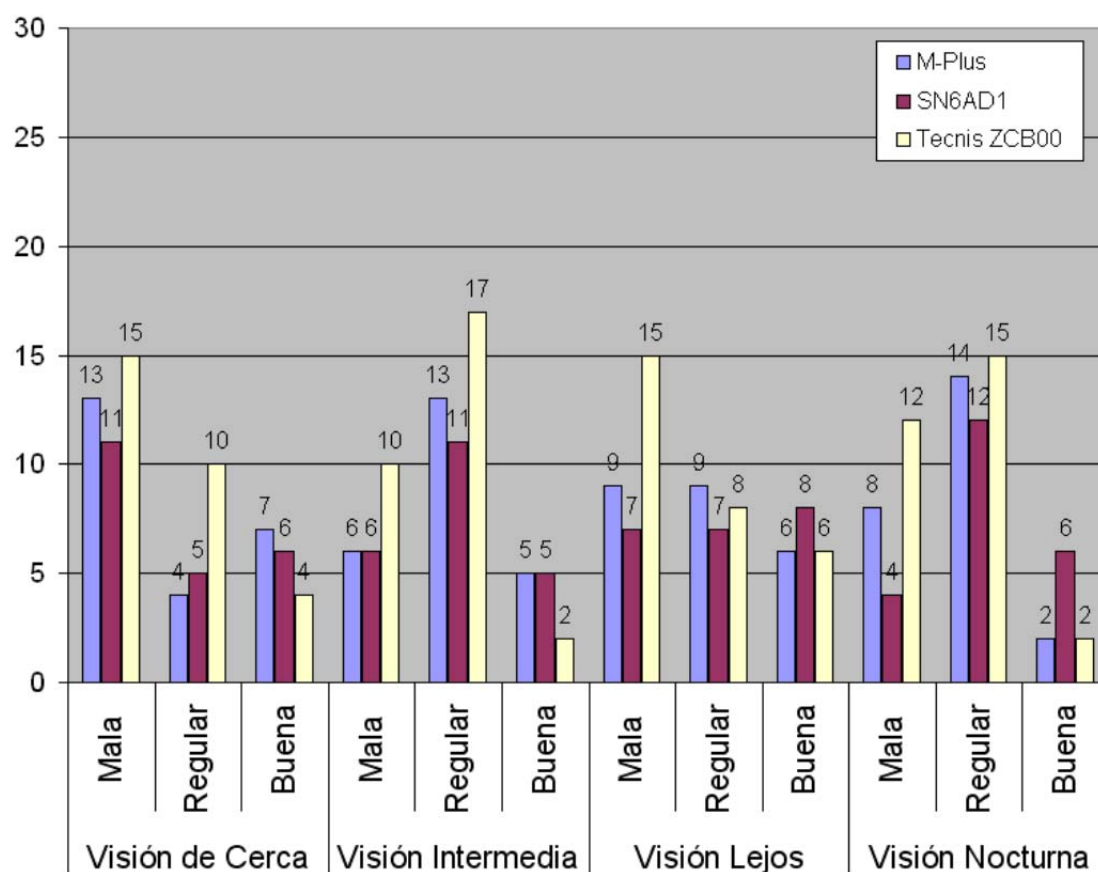


Figura 11.22. ¿Cómo es su visión actual? Resultados de la fase pre-operatorio

		Lente M-Plus		
		Pre-Op	Post-Op	Sig
Visión de Cerca	Mala	13	0	0.001
	Regular	4	9	
	Buena	7	15	
Visión Intermedia	Mala	6	0	0.000
	Regular	13	4	
	Buena	5	20	
Visión Lejos	Mala	9	0	0.000
	Regular	9	0	
	Buena	6	24	
Visión nocturna	Mala	8	1	0.000
	Regular	14	4	
	Buena	2	19	

Tabla 11.9: resultados de la lente M-Plus en las fases pre- y post- intervención quirúrgica.

		Lente SN6AD1		
		Pre-Op	Post-Op	Sig
Visión de Cerca	Mala	11	0	0.001
	Regular	5	9	
	Buena	6	13	
Visión Intermedia	Mala	6	2	0.000
	Regular	11	6	
	Buena	5	14	
Visión Lejos	Mala	7	0	0.000
	Regular	7	5	
	Buena	8	17	
Visión nocturna	Mala	4	1	0.000
	Regular	12	9	
	Buena	6	12	

Tabla 11.10: resultados de la lente SN6AD1 en las fases pre- y post- intervención quirúrgica.

		Lente Tecnis ZCB00		
		Pre-Op	Post-Op	Sig
Visión de Cerca	Mala	15	25	0.001
	Regular	10	3	
	Buena	4	1	
Visión Intermedia	Mala	10	10	0.000
	Regular	17	11	
	Buena	2	8	
Visión Lejos	Mala	15	1	0.000
	Regular	8	2	
	Buena	6	26	
Visión nocturna	Mala	12	1	0.000
	Regular	15	10	
	Buena	2	18	

Tabla 11.11: Resultados de la lente Tecnis ZCB00 en las fases pre y post intervención quirúrgica.

#### 4.2. Pregunta *¿Se siente limitado a consecuencia de los problemas de visión?*

Los resultados de esta pregunta se resumen en el siguiente gráfico. En él se puede observar claramente como la mayoría de las veces las personas de la muestra de estudio han respondido que se sienten limitados **Nunca** o **A Veces** en la fase previa a la intervención quirúrgica, y en la fase posterior la respuesta más frecuente es que **Nunca** se han sentido limitados a consecuencia de los problemas de visión.

En esta pregunta a simple vista se observa que no hay diferencias entre las lentes, ya que la mayoría de sujetos que usan las tres lentes, en la fase post-operatoria han respondido de forma mayoritaria que Nunca se sienten limitados a consecuencia de los problemas de visión.

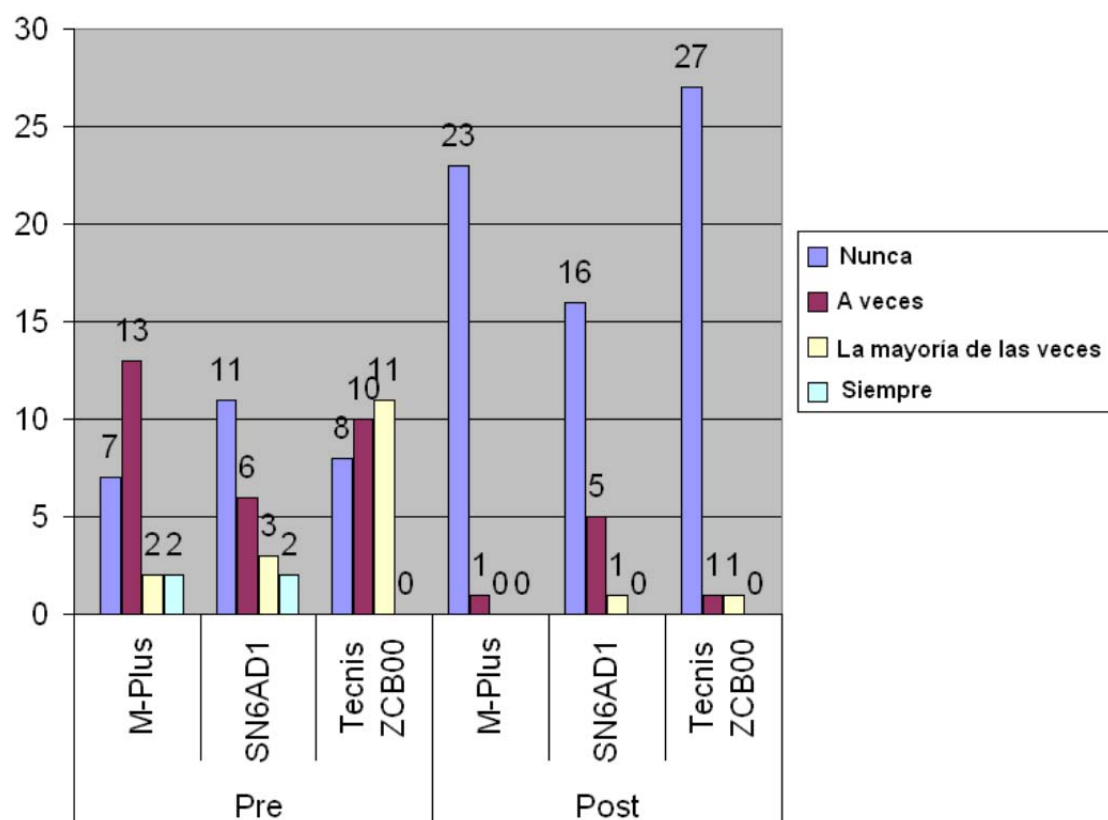


Figura 11.23. ¿Se siente limitado a consecuencia de los problemas de visión? Resultados de la fases pre- y post-operatorio

#### 4.3.- Pregunta: Debido a sus problemas de visión ¿tiene limitaciones en su trabajo actual?

En este apartado se muestran los resultados de la pregunta: Debido a su problema de visión ¿Tiene limitaciones en su trabajo actual? Las posibles respuestas son: **Sí**, **No** y **No trabaja**.

Es importante destacar que existe un porcentaje elevado de la muestra que ha respondido que no trabaja, sobre todo entre los usuarios de la lente TecnisZCB00. Por tal motivo nos centraremos en el número de personas que han respondido que **Sí** tienen limitaciones en su trabajo debido a sus problemas de visión.

Entre ellos podemos observar los siguientes resultados (Ver figura 11.24):

- Los usuarios de la lente M-Plus. En la fase pre-operatorio había 6 personas con limitaciones en su trabajo actual, debido a problemas de visión. Después de la intervención hubo un descenso a solamente 1 persona, que se quejaba de limitaciones.
- Entre los usuarios de la lente SN6AD1, el descenso fue menos pronunciado, es decir de 2 personas que inicialmente se quejaban de limitaciones en el trabajo, se redujo a cero personas después de la intervención quirúrgica.
- Los usuarios de la lente TecnisZCB00, son los que tienen un menor porcentaje de gente trabajando. Tal y como veíamos en la tabla 1 del presente análisis, la mayoría de personas que usan esta lente se encuentran en el rango de edad de mayoría de 65 años. Los resultados

muestran un descenso de 3 a 1, entre las personas que encuentran limitaciones en su trabajo debido a problemas de visión entre las fases pre y post operación.

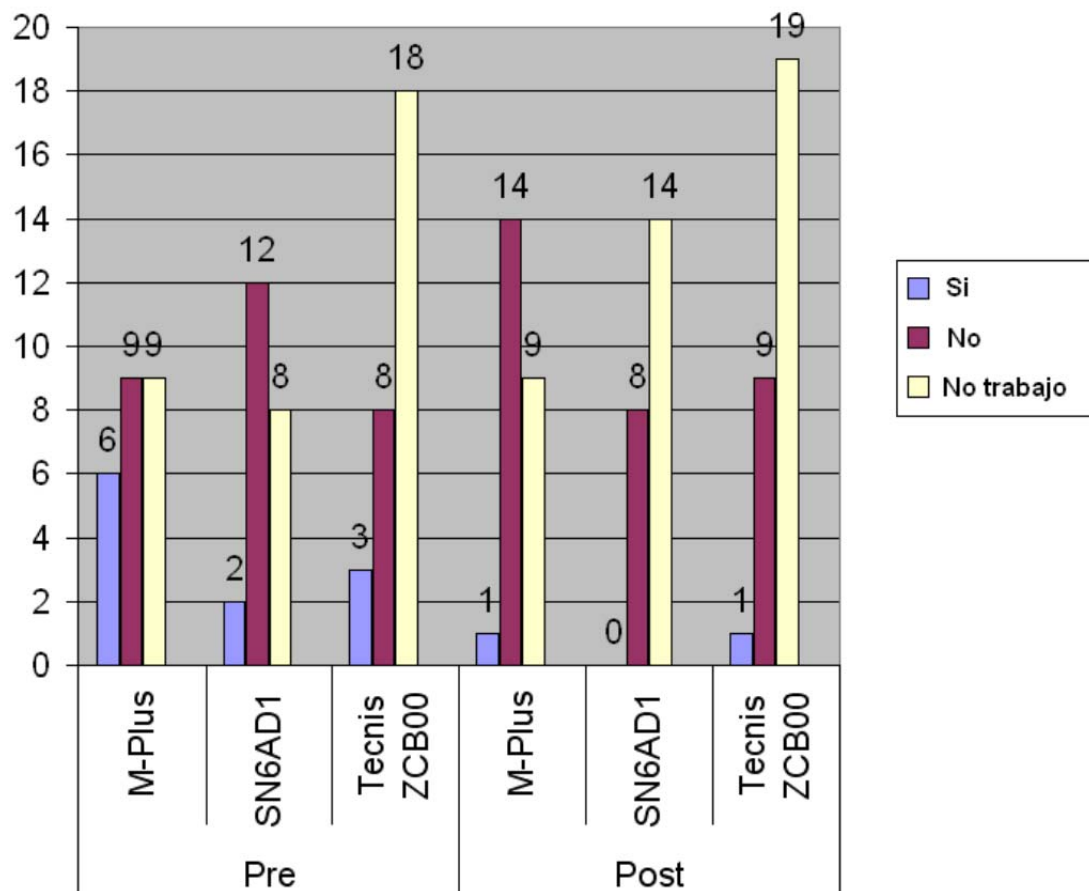


Figura 11.24. Debido a su problema de visión ¿Tiene limitaciones en su trabajo actual? Resultados de la fases pre- y post-operatorio

#### 4.4.- Pregunta: ¿Necesita gafas en la actualidad?

Ante la pregunta de si necesitan gafas de cerca:

a) Los usuarios de la lente M-Plus, en la fase pre-operatorio responden en su mayoría (22), que sí necesitan gafas de cerca. Sin embargo, en la fase post-operatorio hay 20 personas que responden que no necesitan gafas de cerca. Es decir, se aprecia una mejor percepción subjetiva evidente entre los usuarios de la lente M-Plus.

b) Entre los usuarios de la lente SN6AD1, los resultados son similares a los percibidos por los usuarios de la lente M-Plus. En la fase inicial 20 personas indican que necesitan gafas de cerca, mientras que en la fase post-intervención son 18 personas las que consideran que no necesitan gafas para ver de cerca.

c) Los usuarios de la lente TecnisZCB00, muestran unos resultados completamente diferentes. En la fase previa a la intervención son 26 los que indican que necesitan gafas, mientras que en la fase post-intervención este número crece hasta 28.

Ante la pregunta de si necesitan gafas **intermedias** y de **lejos**, los resultados son similares para las tres lentes. En la fase pre-operatoria se puede ver como la mayoría de personas necesita gafas para ver a una distancia intermedia y de lejos, mientras que en la fase post-operatoria los resultados indican que la mayoría de personas no requiere el uso de gafas para ver ni de cerca ni de lejos.

Ante la pregunta de si necesitan gafas de sol, los resultados son también similares entre las tres lentes. En la fase previa la mayoría de personas indicaba que no necesitaba utilizar gafas de sol, mientras que en la fase post-operatorio existe un mayor número de personas que refiere que sí necesita del uso de gafas de sol.

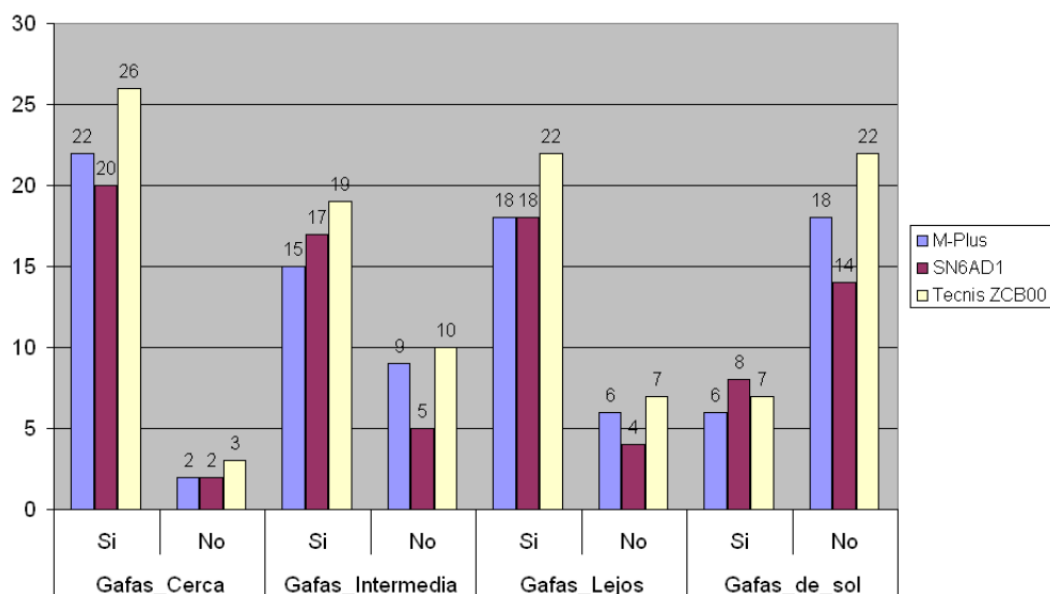


Figura 11.25. ¿Necesita gafas en la actualidad? Resultados de la fase pre-operatorio

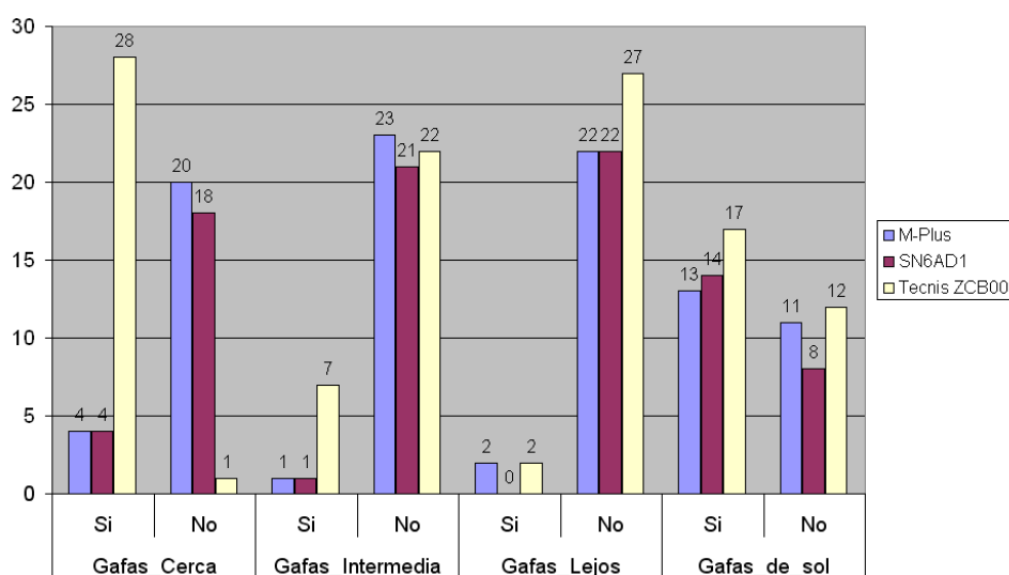


Figura 11.26. ¿Necesita gafas en la actualidad? Resultados de la fase post-operatorio

#### 4.5.- Valoración de la capacidad de conducción.

En una primera fase, se analiza cuantas personas son conductoras habituales. La figura 11.27 muestra el número de personas que conducen habitualmente.

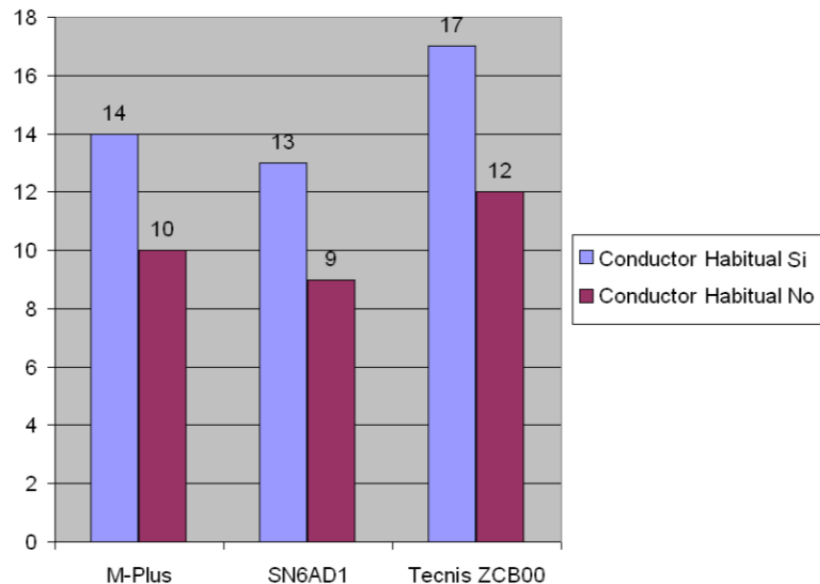


Figura 11.27. Número de personas que son conductores habituales

De entre los conductores habituales, existen algunos que refieren problemas en la conducción. La figura 11.28 muestra este porcentaje en la fase previa a la intervención quirúrgica. Se puede observar como la mayoría de pacientes refiere no tener problemas en la conducción. Si observamos los resultados obtenidos en la fase posterior a la intervención quirúrgica, vemos que los usuarios de las lentes M-Plus y SN6AD1, no mejoran tras la operación, mientras que los usuarios de la lente Tecnis ZCB00, mejoran de 8 personas con problemas para conducir a 1 después de la intervención.

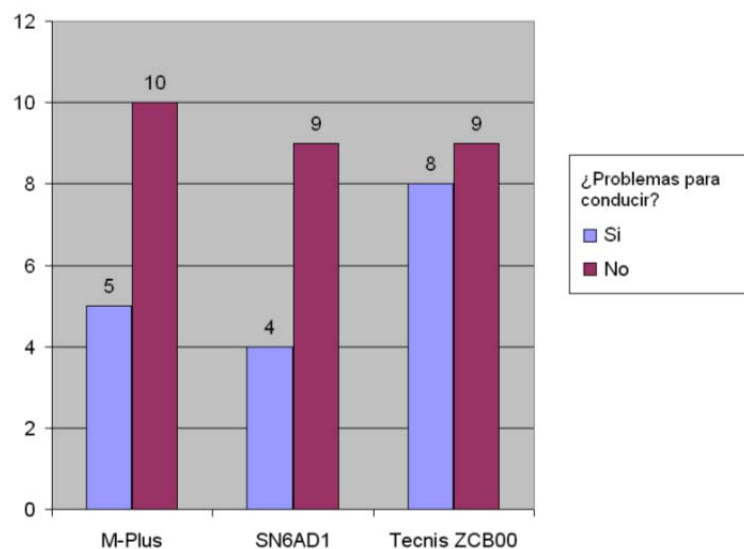


Figura 11.28. Pacientes con problemas de conducción en la fase previa a la intervención.

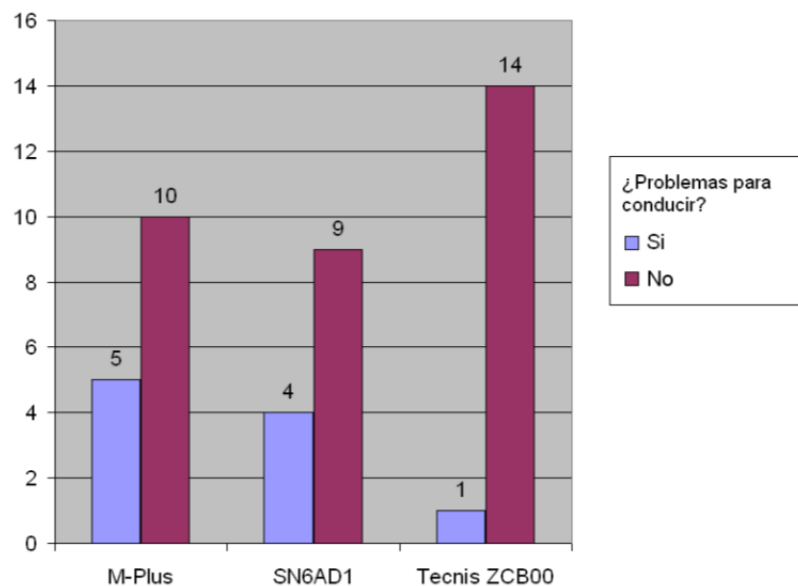


Figura 11.29. Pacientes con problemas de conducción en la fase posterior a la intervención

#### 4.6.- Valoración general de la visión

Ante la pregunta sobre, ¿cómo valoraría, en general, su visión?, los resultados obtenidos son los siguientes:

a) En la fase previa a la intervención (Ver figura 11.30). Se observa como muy pocas personas responden las calificaciones de Muy buena o Buena. La mayoría de pacientes consideran que su visión es Aceptable o Deficiente, existe también un porcentaje elevado de pacientes que considera su visión como Mala entre los usuarios de la lente Tecnis ZCB00.

b) En la fase posterior a la intervención (Ver figura 11.31). La percepción subjetiva sobre la visión mejora mucho, entre los usuarios de las tres lentes. La mayoría considera que su visión general es Muy buena o Buena.

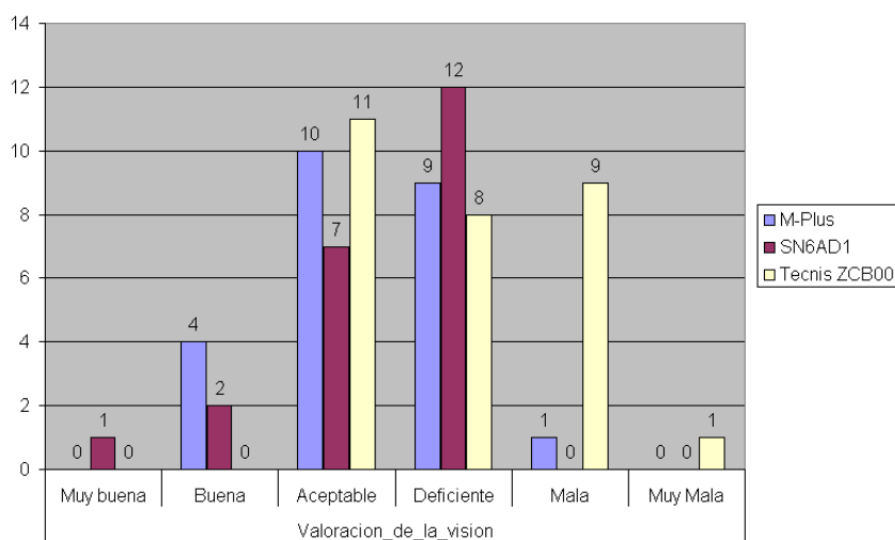


Figura 11.30. Pacientes con problemas de conducción en la fase previa a la intervención

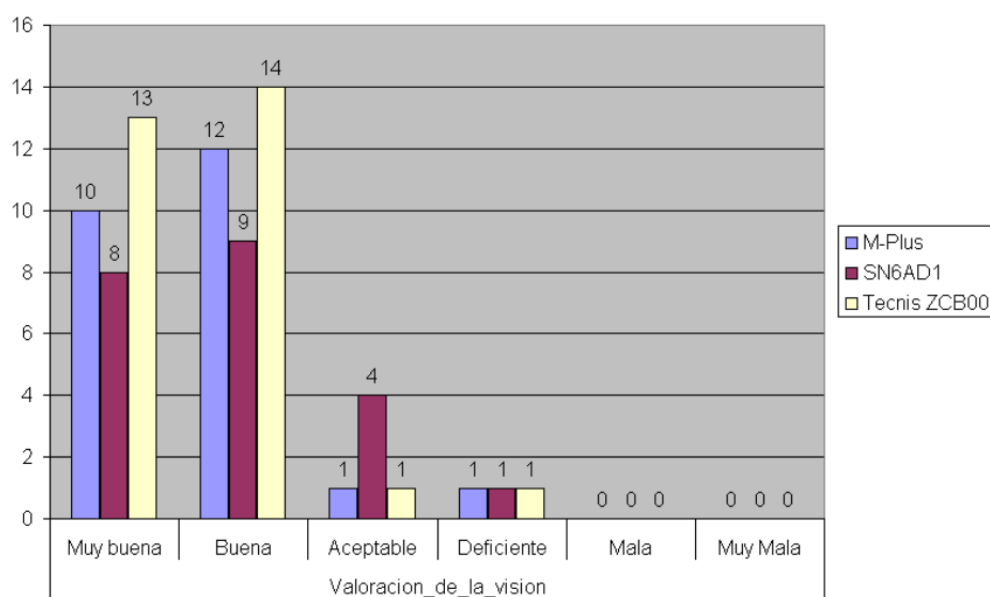


Figura 11.31. Pacientes con problemas de conducción en la fase posterior a la intervención.

#### 4.7.- Pregunta: ¿Nota presencia de halos?

En este apartado se muestran los resultados referidos por los pacientes ante la pregunta: **¿Nota presencia de Halos?** Las posibles respuestas a la pregunta son: **1-nula, 2-baja, 3-moderada y 4-alta.**

En el caso de respuesta afirmativa, es decir que Si perciben halos, los pacientes han respondido a una segunda pregunta referente a la intensidad de los halos: **1-Disminuyen progresivamente, 2-Disminuyen y se estabilizan ó 3-Igual desde el principio.**

Respecto a la primera pregunta, podemos observar los siguientes resultados (Ver figura 11.32):

- a) Entre los usuarios de la lente **SN6AD1**, el número de personas que No percibe presencia de halos es aproximadamente la mitad (11) la otra mitad de los pacientes sí que nota los halos, de forma baja (4), moderada (4) y alta (3).
- b) Existen menos usuarios de la lente **M-Plus** que perciben halos (8), frente a la mayoría que no los percibe (16).
- c) Los usuarios de la lente **Tecnis ZCB00**, son los que tienen un menor porcentaje de personas que perciben halos, 5 que los perciben de forma baja o moderada, frente a 24 que no los perciben.

Estos resultados demuestran que los pacientes de la lente SN6AD1 son los que perciben halos con mayor frecuencia (50%), frente a los pacientes de la lente Tecnis ZCB00 que son los que los perciben en menor porcentaje (20%).



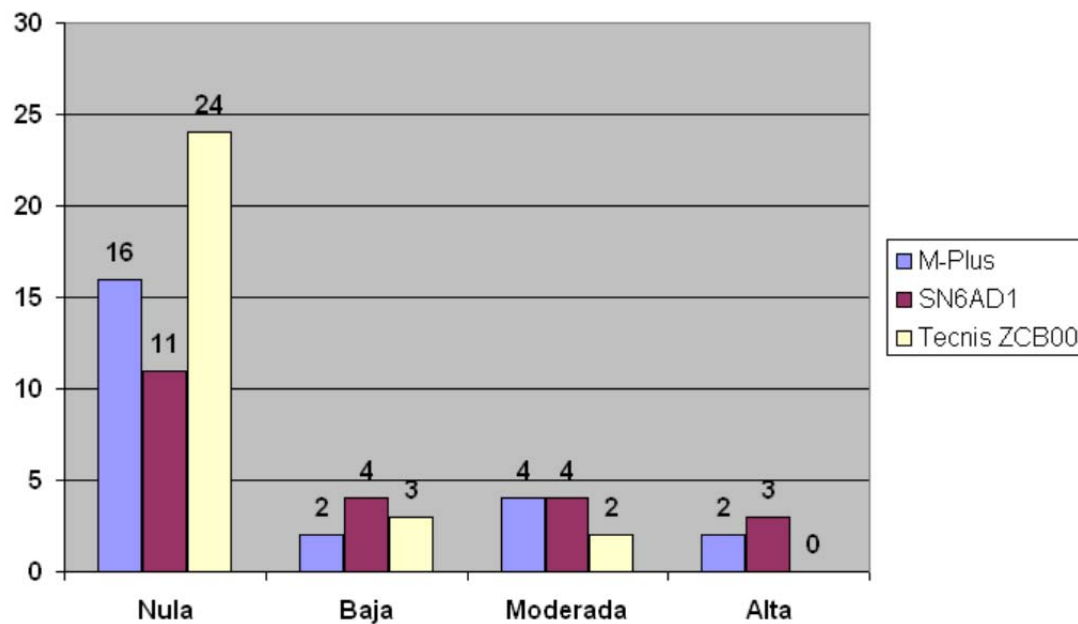


Figura 11.32: Recuento de respuestas ante la presencia de halos

Las personas que perciben presencia de halos, de forma baja, moderada o alta, han respondido a la segunda pregunta sobre la intensidad de los halos. Los resultados obtenidos se muestran en la figura 36. Como se puede observar, las respuestas son dispares dependiendo de la lente implantada.

Se observa como la mitad los usuarios de la lente M-Plus (4), indican que los halos disminuyen o se estabilizan, hay otras dos personas que indican que disminuyen progresivamente. También hay 2 personas que refieren que los halos no disminuyen, sino que se mantienen igual desde el principio.

Respecto a los usuarios de la lente SN6AD1, un usuario refiere que los halos disminuyen progresivamente, 5 usuarios que disminuyen y se estabilizan y otros 5 que los halos se mantienen igual desde el principio.

La mayoría de usuarios de la lente Tecnis ZCB00 (3) perciben que los halos disminuyen progresivamente, mientras que 2 usuarios refieren que se mantienen igual desde el principio.

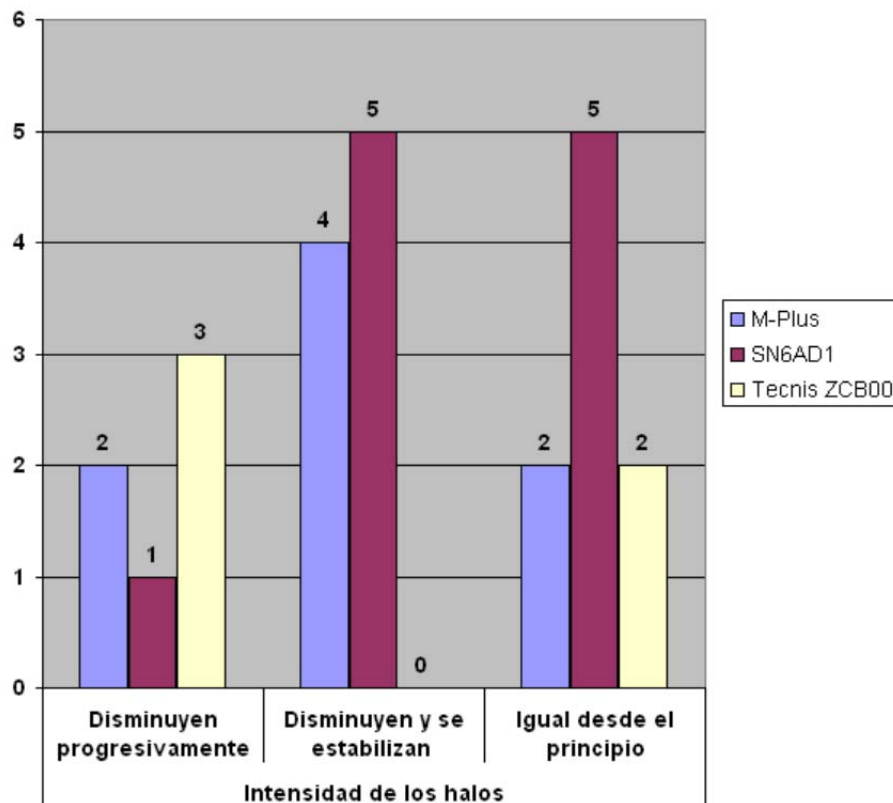


Figura 11.33: Percepción de la intensidad de los halos

Los resultados muestran que los pacientes de la lente SN6AD1 son los que perciben que los halos se mantienen igual desde el principio con mayor frecuencia, frente a los pacientes de la lente Tecnis ZCB00 que son los que los perciben en mayor medida que los halos disminuyen progresivamente. -

#### 4.8. Pregunta: ¿Nota Deslumbramientos?

En este apartado se muestran los resultados obtenidos de la pregunta de si perciben deslumbramientos. Tal y como se puede observar en la figura 11.34, los usuarios de las tres lentes muestran resultados similares, se puede observar que la mayoría de pacientes no perciben deslumbramientos. Sin embargo, los resultados apuntan a que los usuarios de la lente Tecnis ZCB00 perciben mayor número de deslumbramientos que el resto, aunque sea de un modo Bajo o Moderado.

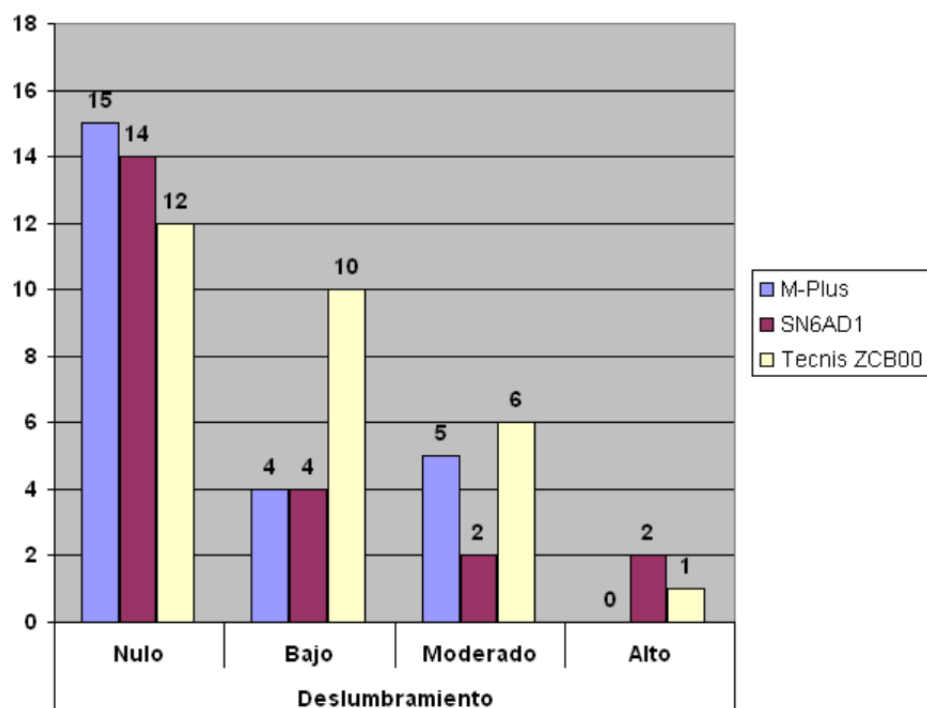


Figura 11.34: Recuento de respuestas ante la presencia de deslumbramiento

A continuación se muestran los resultados respecto a la intensidad del deslumbramiento. Se observan como los usuarios de la lente Tecnis ZCB00, son los que perciben en mayor medida que los deslumbramientos disminuyen progresivamente. Los usuarios de la lente SN6AD1 perciben en mayor medida que los deslumbramientos disminuyen y se estabilizan y los de la lente M-Plus indican que los deslumbramientos se mantienen igual desde el principio.

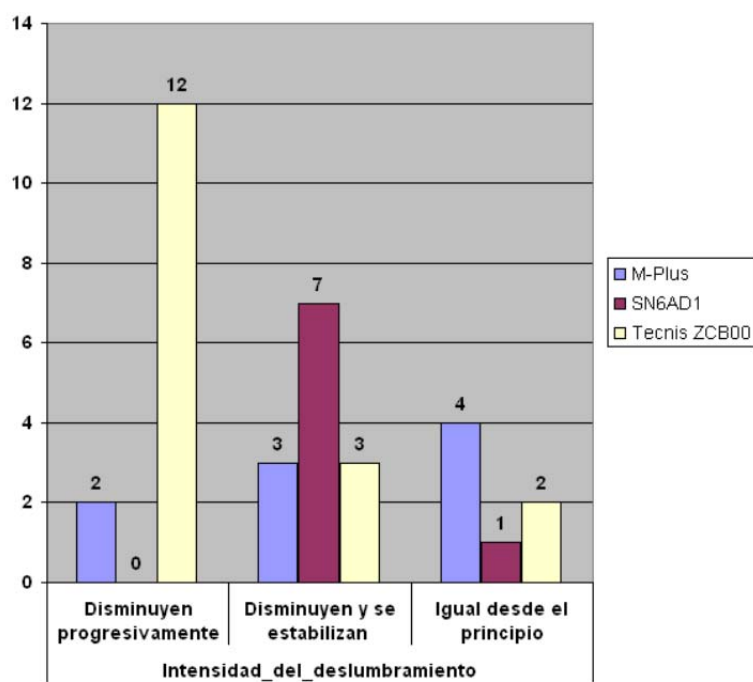


Figura 11.35: Resultados respecto a la intensidad del deslumbramiento

#### 4.9. Pregunta: ¿Cómo de satisfecho se siente de los resultados de su operación?

La pregunta de valoración de la satisfacción del paciente, tiene cinco posibles respuestas: 1- muy satisfecho, 2-bastante satisfecho, 3-algo satisfecho, 4-poco satisfecho, 5-nada satisfecho.

La figura 11.36 muestra los resultados obtenidos. Se puede observar cómo, de un modo general, la mayoría de pacientes de las tres lentes indican encontrarse muy satisfecho o bastante satisfecho. De un modo particular, los pacientes intervenidos con la lente Tecnis ZCB00 son los que muestran un mayor porcentaje de personas muy y bastante satisfechas.

Existe un porcentaje menor de pacientes, de las lentes Tecnis ZCB00 y SN6AD1 que indica estar poco satisfecho de la intervención, ninguno de ellos de la lente M-Plus.

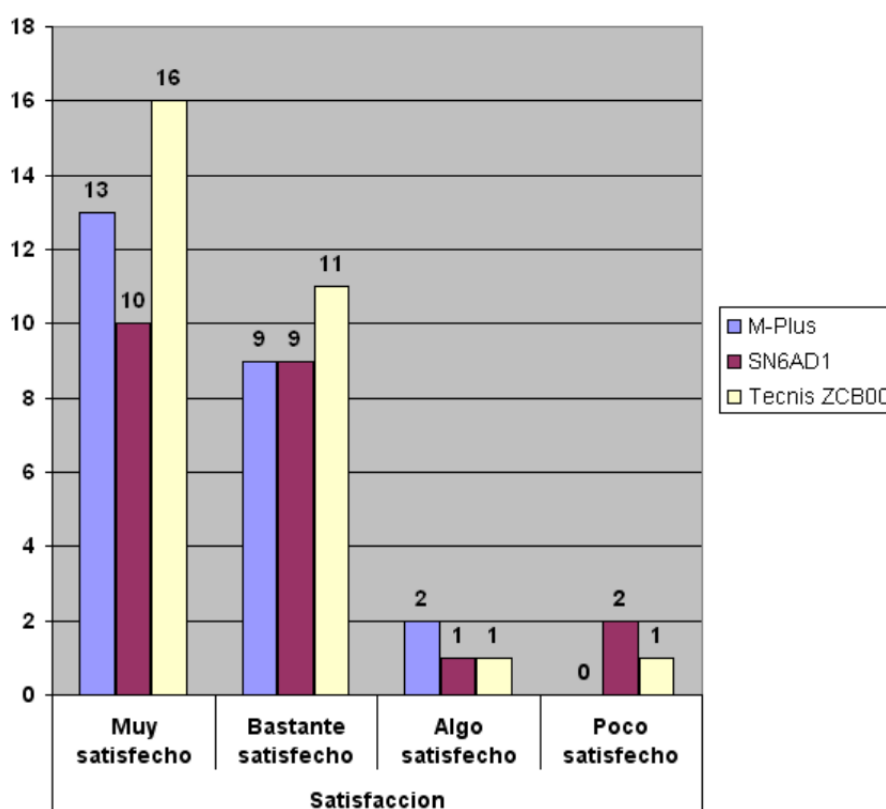


Figura 11.36: Resultados obtenidos respecto a la satisfacción del paciente

#### 4.10.- Valoración de la calidad de vida del paciente

El test de la valoración de la calidad de vida del paciente, se realiza mediante un cuestionario que recoge 14 preguntas. Las respuestas están ordenadas de forma descendente con respecto a la calidad de vida. Excepto la respuestas 6 y 7 que indican que No sabe/no contesta o que dicha actividad no la hacía anteriormente (estas respuestas se han eliminado del cuestionario, para que no introdujeran error o sesgo en las conclusiones del estudio).

Para realizar la valoración de dicho test de forma global se ha realizado la suma de las respuestas de cada paciente y se ha dividido por el número de preguntas del cuestionario, de

este modo se ha obtenido un índice que valora la calidad de vida del paciente. Este índice se ha utilizado para comparar entre las fases pre- y post- intervención quirúrgica y entre las tres lentes analizadas. Cabe mencionar que este índice es inverso a la calidad de vida, es decir un menor valor del índice indica una mayor calidad de vida.

La tabla 11.12, muestra los resultados del estudio, se observa como el índice disminuye entre las fases pre- y post- intervención quirúrgica, es decir aumenta la calidad de vida en la fase post-intervención. Este aumento de calidad de vida es más pronunciado y estadísticamente significativo en los usuarios de la lente Tecnics ZCB00 ( $\text{sig} < 0.001$ ). En las lentes M-Plus y SN6AD1, el aumento de calidad de vida es también estadísticamente significativo con una significación ( $\text{sig} < 0.01$ ) para la lente M-Plus y ( $\text{sig} < 0.05$ ) para la lente SN6AD1.

Lente	Calidad Vida Pre		Sig	Calidad Vida Post	
	Media	Desviación típica		Media	Desviación típica
M-Plus	1.476	0.551	0.005	1.108	0.168
SN6AD1	1.362	0.431	0.027	1.146	0.134
Tecnis ZCB00	1.808	0.666	0.000	1.113	0.417

Tabla 11.12: Resultados del estudio sobre la calidad de vida de los pacientes en las fases pre- y post- intervención quirúrgica

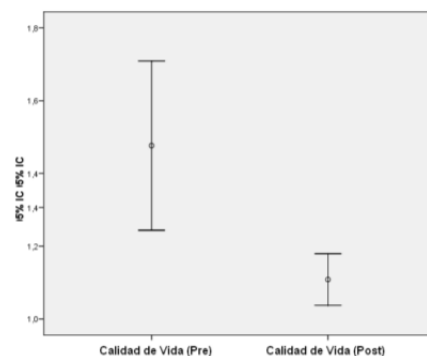


Figura 11.37. Calidad de Vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operación, con la lente M-Plus.

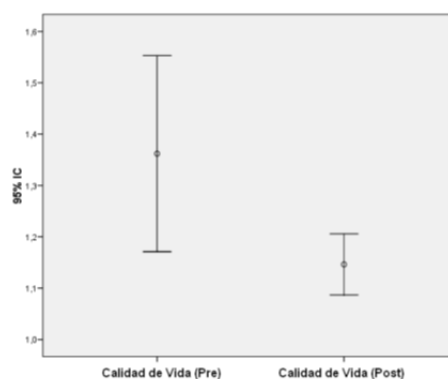


Figura 11.38. Calidad de Vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operación, con la lente SN6AD1

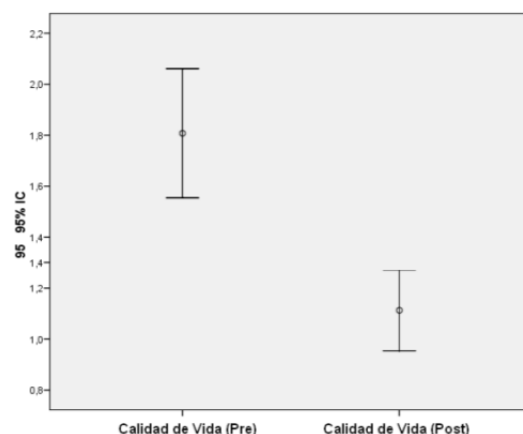


Figura 11.39. Calidad de Vida percibida por los sujetos en las fases pre- y post- operatorio con la lente Tecnis ZCB00

#### 4.11.- Pregunta: Si tuviera que tomar otra vez la decisión ¿Se volvería a operar?

Los resultados obtenidos ante la pregunta de si se volvería a operar, muestran un resultado muy clarificador. Se puede observar como la mayoría afirma que si tuviera que volver a tomar la decisión Sí que se operaría otra vez.

En el caso de la lente M-Plus, este resultados alcanza el 100% de los pacientes, en el resto de lentes alcanza valores superiores al 90% en ambos casos.

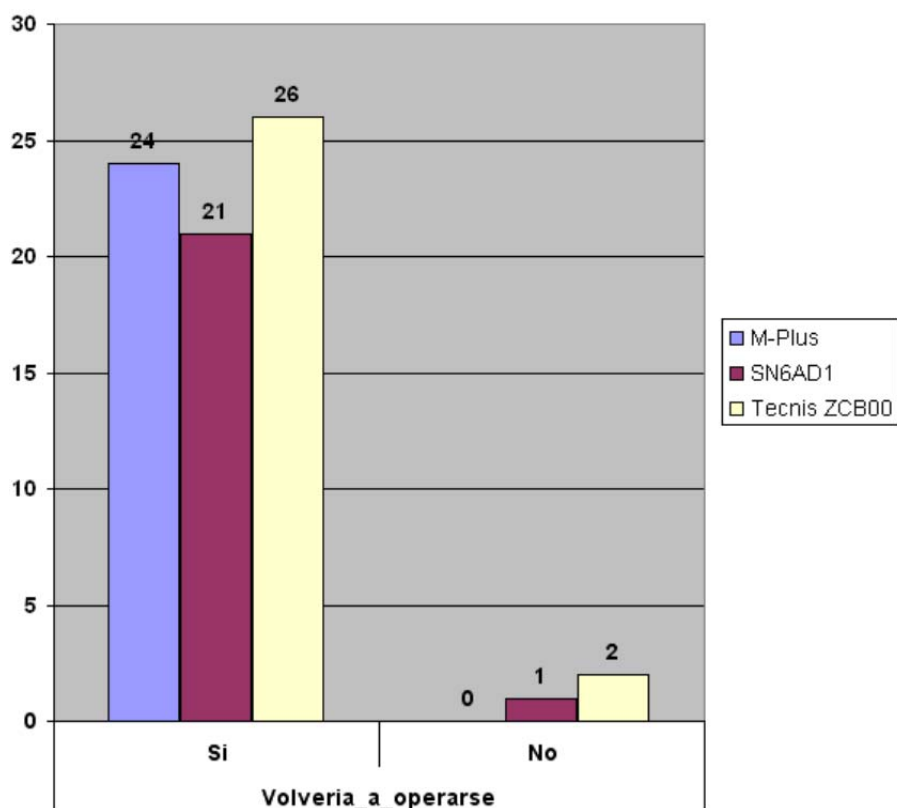


Fig. 11.40 ¿Volvería a operarse?

## CONCLUSIONES

1. La lente que presenta los mejores índices de calidad visual objetivos medidos con el OQAS® (MTF, OSI Y OQAS Values) es la Tecnis One (ZCB00). En segundo lugar se encuentra la SN6AD1 y por último la lente M-Plus. Si tomamos la lente Tecnis One como referencia, la que más difiere es la M-Plus, encontrándose diferencias objetivas entre;
  - a. M-Plus y SN6AD1. En las variables MTFPOST (sig < 0.05) y OQASV100 (sig < 0.05). No se han encontrado diferencias significativas en el resto de variables.
  - b. SN6AD1 y Tecnis ZCB00. En las variables MTFPOST (sig < 0.01), OSIPOST (sig < 0.01), OQASV100 (sig < 0.05) y OQASV20 (sig < 0.05). No se han encontrado diferencias significativas en el resto de variables.
  - c. M-Plus y Tecnis ZCB00. En las variables MTFPOST (sig < 0.001), OSIPOST (sig < 0.001), OQASV100 (sig < 0.001), OQASV20 (sig < 0.001) y OQASV9 (sig < 0.05). No se han encontrado diferencias significativas en el resto de variables.
2. Con respecto a la calidad de vida, los resultados muestran que la percepción subjetiva de los pacientes intervenidos con las tres lentes es que han mejorado su calidad de vida de un modo estadísticamente significativo siendo más pronunciado en los usuarios de la lente TecnisZCB00 a pesar de tener que usar gafas de cerca en el 100% de su tiempo. Dentro de las lentes Multifocales y a pesar de que los mejores parámetros objetivos de calidad visual se obtuvieron con la SN6AD1, los pacientes a los que se les implantó la lente M-plus están mucho más satisfechos. Probablemente estos resultados estén relacionados con la presencia de halos, ya que entre los usuarios de la lente SN6AD1 el 50% percibe halos, y muchos de ellos los refieren espontáneamente
3. Entre los pacientes descontentos,
  - a. Del grupo de la Tecnis, la queja mayoritaria son molestias oculares y lagrimeo. El grupo de pacientes que era previamente miope, refiere muy mala visión de cerca, a pesar de ser informados de que necesitaran gafa de cerca después de la cirugía.
  - b. Del grupo de la SN6AD1 es del que más quejas surgen espontáneamente, sin tener que preguntarle al paciente directamente por ellas: necesitan mucha luz para leer, dificultades con la visión intermedia, muchos halos y dificultades para conducir. Pero a pesar de ello se volverían a operar para prescindir de gafas
  - c. Del grupo de la M-Plus no hay una queja que destaque, los pacientes insatisfechos refieren halos (en mucha menor medida que la SN6AD1) y dificultades en la visión de cerca.

En todos ellos los parámetros de calidad visual MTF, OSI y los OQAS Values están por debajo de la normalidad. Teniendo estos datos podemos hacer un seguimiento de estos pacientes en sucesivas visitas para ver si se modifican o si permanecen estables

pero mejora la percepción subjetiva del paciente, con lo que estaríamos ante un fenómeno de “neuroresignación”.

4. Los datos objetivos no se correlacionan con las encuestas de satisfacción, ya que como concluimos en el primer punto, la SN6AD1 tiene mejores parámetros de calidad que la M-Plus pero cuando interrogamos a los pacientes, su percepción es distinta.
5. Subjetivamente cuando se les pregunta a los pacientes sobre su visión en el postoperatorio el grupo más satisfecho es el de la Tecnis ZCB00, es el grupo que refiere mejoría en su calidad de vida. Si nos centramos en las distintas distancias, en lejos, los pacientes de Tecnis ZCB00 y los de M-plus tienen el mismo grado de satisfacción, pero con la lente monofocal el 100% tienen que llevar gafa de cerca, aunque eso no les limita. En cuanto a la visión de cerca e intermedia en el postoperatorio, no hay diferencias en el uso de gafas en estas distancias entre la M-Plus y la SN6AD1 (Fig 11.26). En general en ninguno de los 3 grupos los pacientes refieren limitaciones a consecuencia de su visión, si bien, otra vez en el grupo de la SN6AD1 destaca por haber un mínimo porcentaje de pacientes que a veces tienen dificultad (Fig 11.23) y en el que encontramos pacientes poco satisfechos (Fig 11.36). Interrogados acerca de si se volverían a operar, todos ellos los del grupo de la M-Plus refieren que si, 1 del grupo de la SN6AD1 y 2 del grupo de la Tecnis



## BIBLIOGRAFÍA

- 1.- Adler Fisiología del ojo. Aplicación clínica 10ª Ed
- 2.- P. Smith, Disease of the crystalline lens and capsule: on the growth of the crystalline lens. *Trans Ophthalmology Soc UK*, 3:79. 1983
- 3.-Glasser A. The mechanism of accommodation in primates. *Ophthalmology* , 106 : 863-72. 1999
- 4.- Mathew JA. Varying difficulty of Snellen letters and common errors in amblyopic and fellow eyes. *Arch Opht* 2011 Feb: 129 (2):184-7
- 5.- P.Artal. Optical quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity. *Invest Ophthalmol Vis Sci* , 49:4688-4696.2008
- 6.- Patric DL, Ericksson P. Health status and health policy. Allocating resources to health care. Nueva York: Oxford University Press: 1993
- 7.- Elies Amat D, G. T. Calidad visual, aberraciones ópticas y tratamiento personalizado de la miopía. *Microcirugía ocular* , Dic (4) 2002
- 8.- Beckam C, Hard S et al. Comparison of two glare measurement methods through light scattering modeling. *Optom Vis Sci* 1992.
- 9.- Ansari R. Ocular static and dynamic light scattering: a non-invasive diagnostic tool for eye research and clinical practice. *J Biomed Opt.* , 9:22-37. 2004
- 10.- Fujikado T, K. T. Age-related changes in ocular and corneal aberrations. *Am J Ophthalmol* , 138(1):143-6. 2004
- 11.- Porter J, G. A. Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. *Journal of the optical society of america Optics Image Science and visión* , vol 18 nº8 pp 1793-1803. (Aug 2001).
- 12.- Howland HC, Howland B. A subjective method for the measurement of monochromatic aberrations of the eye. *J. Opt Soc Am A* 1977; 67:1508-1518
- 13.- Liang J, G. B. Objective measurement of wave aberrations of the humane eye with the use of a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J. Opt. Soc. Am. A* , 1994, 11: 1949-1957.
- 14.- Prieto PM. Analysis of the performance of the Hartmann-shack sensor in the human eye. . *Journal of the optical society of America A. Optics Image Science and visión* , Aug 2000. vol 17 n8 pp 1388 -1398.
- 15.- Navarro R, Moreno Barriuso. E. Laser ray-tracing method for optical testing. *Opt.Lett* , 1999. 24: 951-953.
- 16.- Artal P, C. L. Neural adaptation for the eye's optical aberrations. *J Visc* ,2004. 4: 281-287.

- 17.- Chen L. Artal P. Neural compensation for the best aberration correction. *J Vis.* , 2007. Jul 23;7(10):9.1-9.
- 18.- Eloy A. Villegas, E. A. Optical Quality of the eye in subjects with normal and excellent visual acuity. *Invest ophtal Vis Sci* , 2008. 49:4688-4696.
- 19.- Artal, P. (s.f.). Compensación de las aberraciones corneales por las estructuras internas del cristalino.
- 20.- Fujikado T. Age-related changes in ocular and corneal aberrations. *Am. J Ophthalm.* 2004 138(1):143-6
- 21.- Guirao A. Average optical performance of the human eye as a function of age in a normal population. *Inv. Oph. Vis. Sci* , 1990. 40:203-213.
- 22.- Artal P. Effect of aging in retinal image quality. I. *J Opt Soc Am A*. 1993, Jul;10(7):1656-62.
- 23.- Guillermo M. Perez. Impact of scattering and spherical aberration in contrast sensitivity. *Journal of Vision* , 2009. 9(3):19, 1-10.
- 24.- Fernandez EJ. Study on the effects of monochromatic aberrations in the accommodation response by using adaptative optics. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis*. 2005 Sept;22(9):1732-8
- 25.- Mc Lellan JP. Effects of the interactions among wave aberrations on optical image quality. *Vision Research* 2006. 46. 3009-3019.
- 26.- IJspeert. The intraocular straylight function in 129 healthy volunteers; dependence on angle, age and pigmentation. *Vision Research* 1990, 30, 699-707.
- 27.- Liang. Evaluating diffusion of light in eye with objective means. *Investigative Ophtalmology and Visual Science*. 1994. 35. 2652-2657
- 28.- Westheimer. Influence of the ocular light scatter on the eye's optical performance. *Journal of the optical society of America A. Optics Image Science and Vision*. 1995. 12, 1417-1424
- 29.- Artal P. Contribution of the cornea and internal surfaces in the change of ocular aberrations with age. *Journal of the optical Society of America A. Optics Image Science and vision*. 2002. 19, 137-143.
- 30.- Lopez-Gil N. Retinal image quality in the humane ye as a function of the accommodation.;. *Vision Res*. 1998. 38:289-2907.
- 31.- Lundstrom M. Quality of life after first-and second-eye cataract surgery: five-years data collected by the Swedish National Cataract Register. *J Cataract Refract Surg* , 2001. 27: 1553-1559.
- 32.- Walker TM. The effect of accommodation on ocular shape. *Optometry and Vision Science*. 79, 424-430
- 33.- Charman W. Aberrations and myopia. *Ophthalmic and Physiological Optics*. 2005. 25, 285-301

- 34.- Alain Saab. Repeatability of measurements with double pass systems. *J. Cataract Refractive Surgery*. 2010. 36:28-33
- 35.- Fernando Diaz-Douton. Comparison of the retinal image quality with a Hartmann-Shack wavefront sensor and a double-pass Instrument. *Inv. Opth. And Vis. Sci* , April 2006. Vol 47 nº 4.
- 36.- Pujol J. Benito A. Diaz-Douton F. Estimating retinal image quality: double-pass provides information were wave front sensors might fail. *Proceedings of the 2003 ARVO annual Meeting (Fort Lauderdale, Florida)* .
- 37.- Thibos LN, H. X. Clinical applications of the Shack-Hartmann aberrometer. *Optom Vis Sci* , 1999. 76:817-825.
- 38.- Juan A Martinez Roda
- 39.- Albarran C. Contact Lens and Anterior Eye. *Influence of the tear film on optical quality of the eye* , 1997. 20:129-135.
- 40.- Timberlake GT. Short term low contrast visual acuity reduction associated with in vivo contact lens drying. *Optom Vis Sci* , 1992. 69:755-760.
- 41.- Thibos LN. Deterioration of retinal image quality due to break up of the corneal tear film. *Invest Ophthalmol Vis Sci* , . 1999(4). 40:s544.
- 42.- Lee SH. Rose bengal staining and cytologic characteristics associated with lipid tear deficiency. *Am J Ophthalmol* , 1997. 124:736-750.
- 43.- Campbell FW, Robson JG. Application of Fourier analysis to the visibility of gratings. The Journal of physiology, aug 1968, vol 197, nº3, pp 551-566.
- 44.- Puell MC. Normal values for photopic and mesopic letter contrast sensitivity. Journal of refractive surgery . 1995, sep-oct, 2004, vol 20, nº 5, pp 484-488
- 45.- Spear PD. Neural bases of visual deficits during aging. Vision research, Dec 1993, vol 33, nº 18, pp 2589-2609
- 46.- Arden GB. The importance of measuring contrast sensitivity in cases of visual disturbance. The British Jorunal of Ophtahlmology, Apr, 1978 vol 62,nº4,pp 198-209
- 47.- Ginsburg, AP. A new contrast Sensitivity visión test chart. American journal of Optometry and Physiological Optics, jun 1984, vol 61, nº 6, pp 403-407)
- 48.- Rabin J. Luminance effects on visual acuity and small letter contrast sensitivity. Optometry and Vision science. Nov 1994, vol 71, nº 11, pp 685-688
- 49.- Zhao H, M. M. The effect of chromatic dispersion on pseudophakic optical performance. *Br J Ophthalmol* , 2007. 91(9):1225-1229.
- 50.- Smith G, C. M. The spherical aberration of the crystalline lens of the human eye. *Vision Res* 2001. 41(2):235-243.

- 51.- Doane, J. Accommodating Intraocular lenses. *Current Opinion in Ophthalmology* , 2004. 15:16-21.
- 52.- Dick, H. Accomodative intraocular lenses; current status. *Curr Opin Ophthalmol* , 2005. 16:8-26.
- 53.- Sanchez, J. F. *Lentes introculares bifocales, multifocales y acomodativas en cirugia del cristalino*. Sociedad española de cirugia ocular implanto-refractiva. 2007.
- 54.- Simpson, M. The diffractive multifocal intraocular lens. *Eur J Implant Refractive Surg* , 1989. 1:115-121.
- 55.- Cabezas-Leon M. Calidad de vida en pacientes intervenidos de cataratas . *Arch Soc Esp Oftalmologia* , 2005; 80:449-456.
- 56.- Lundstrom M. Quality of life after first and second eye cataract surgery: five years data collected by the Swedish National Cataract register. *J. Cataract Refractive Surgery*. 2001. 27: 1553-1559
- 57.- Jayamanne DG. Correlation between early, measurable improvement in quality of life and speed of visual rehabilitation after phacoemulsification. . *J Cataract Refract Surg* 1999; 25: 1135-1139.
- 58.- Bremond-Gignac D. Evaluation of the quality of life in ophthalmology. *Presse Med* , 2002 31: 1607-1612.
- 60.- Steinberg EP. The VF-14: an index of functional impairment in patients with cataract. 1994; 112:630-. *Arch Ophthalmol* , 112:630-638.
- 61.- Alonso J. International applicability of the VF-14. An Index of Visual Function in Patients with Cataracts. *Ophthalmology* , 1997: 104(5):799-807.
- 62.- JM Valderas. The impact of the VF-14 index, a perceived visual function measure, in the routine management of cataract patients. *Qual Life Res* , 2005: 00:1-11.
- 63.- Hos WP. Measuring and comparing waiting lists: a study in four european countries. [http://www.hope.be/07publi/fr\\_tot.htm](http://www.hope.be/07publi/fr_tot.htm). 2004